

ACTA DE EVALUACIÓN DE LA TESIS DOCTORAL

Año académico 2018/19

DOCTORANDO: **GONZALEZ BRAVO, CARLOS**

D.N.I./PASAPORTE: ****9216E

PROGRAMA DE DOCTORADO: **D420-CIENCIAS DE LA SALUD**

DPTO. COORDINADOR DEL PROGRAMA: **BIOLOGIA DE SISTEMAS**

TITULACIÓN DE DOCTOR EN: **DOCTOR/A POR LA UNIVERSIDAD DE ALCALÁ**

En el día de hoy 04/04/19, reunido el tribunal de evaluación nombrado por la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado de la Universidad y constituido por los miembros que suscriben la presente Acta, el aspirante defendió su Tesis Doctoral, elaborada bajo la dirección de **BASILIO JOSÉ DE LA TORRE ESCUREDO // M. JULIA BUJÁN VARELA**.

Sobre el siguiente tema: *ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISIARIA, LAS DEFORMACIONES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN ACETABULAR CEMENTADA Y NO CEMENTADA*

Finalizada la defensa y discusión de la tesis, el tribunal acordó otorgar la CALIFICACIÓN GLOBAL¹ de (no apto, aprobado, notable y sobresaliente): **SOBRESALIENTE**

Alcalá de Henares, 4 de abril de 2019

EL PRESIDENTE

Fdo.: ENRIQUE GOMEZ BARRENA

EL SECRETARIO

Fdo.: JOSE LUIS PEREZ DIAZ

EL VOCAL

Fdo.: FERNANDO MARCO MARTINEZ

Con fecha 24 de abril de 2019 a Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado, a la vista de los votos emitidos de manera anónima por el tribunal que ha juzgado la tesis, resuelve:

- ☒ Conceder la Mención de "Cum Laude"
☐ No conceder la Mención de "Cum Laude"

FIRMA DEL ALUMNO,

La Secretaria de la Comisión Delegada

Fdo.: GONZALEZ BRAVO, CARLO

¹ La calificación podrá ser "no apto" "aprobado" "notable" y "sobresaliente". El tribunal podrá otorgar la mención de "cum laude" si la calificación global es de sobresaliente y se emite en tal sentido el voto secreto positivo por unanimidad.

INCIDENCIAS / OBSERVACIONES:



Universidad
de Alcalá

COMISIÓN DE ESTUDIOS OFICIALES
DE POSGRADO Y DOCTORADO

En aplicación del art. 14.7 del RD. 99/2011 y el art. 14 del Reglamento de Elaboración, Autorización y Defensa de la Tesis Doctoral, la Comisión Delegada de la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado y Doctorado, en sesión pública de fecha 24 de abril, procedió al escrutinio de los votos emitidos por los miembros del tribunal de la tesis defendida por GONZALEZ BRAVO, CARLOS, el día 4 de abril de 2019, titulada *ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISIARIA, LAS DEFORMACIONES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN ACETABULAR CEMENTADA Y NO CEMENTADA*, para determinar, si a la misma, se le concede la mención "cum laude", arrojando como resultado el voto favorable de todos los miembros del tribunal.

Por lo tanto, la Comisión de Estudios Oficiales de Posgrado **resuelve otorgar** a dicha tesis la

MENCIÓN "CUM LAUDE"

Alcalá de Henares, 24 de abril de 2019

EL VICERRECTOR DE INVESTIGACIÓN Y TRANSFERENCIA



F. Javier de la Mata

F. Javier de la Mata de la Mata

Copia por e-mail a:

Doctorando: GONZALEZ BRAVO, CARLOS

Secretario del Tribunal: JOSE LUIS PEREZ DIAZ

Directores de Tesis: BASILIO JOSÉ DE LA TORRE ESCUREDO // M. JULIA BUJÁN VARELA



Universidad
de Alcalá

ESCUELA DE DOCTORADO
Servicio de Estudios Oficiales de
Posgrado

DILIGENCIA DE DEPÓSITO DE TESIS.

Comprobado que el expediente académico de D./D^a _____
reúne los requisitos exigidos para la presentación de la Tesis, de acuerdo a la normativa vigente, y habiendo
presentado la misma en formato: ☐ soporte electrónico ☐ impreso en papel, para el depósito de la
misma, en el Servicio de Estudios Oficiales de Posgrado, con el nº de páginas: _____ se procede, con
fecha de hoy a registrar el depósito de la tesis.

Alcalá de Henares a _____ de _____ de 20____



Fdo. El Funcionario



Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARÍA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN ACETABULAR CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

Tesis Doctoral presentada por

CARLOS GONZÁLEZ BRAVO

Director:

DR. BASILIO DE LA TORRE ESCUREDO

Codirectora:

DRA. JULIA BUJÁN VARELA

Alcalá de Henares, 2019

Don Basilio de la Torre Escuredo y Doña Julia Buján Varela, Profesores de la Universidad de Alcalá

CERTIFICAN:

Que la Tesis Doctoral titulada: “Análisis por elementos finitos de la implicación de la reconstrucción de la articulación artificial coxofemoral teniendo en cuenta la morfología cervico-diafisaria, las deformidades del raquis y la posición del centro de rotación de la articulación, en fijación acetabular cementada y no cementada”, presentada por D. Carlos González Bravo, y realizada bajo nuestra dirección reúne los méritos de calidad y originalidad, así como los requisitos científicos y metodológicos para optar al Grado de Doctor.

Lo que certifico en Alcalá de Henares, a ocho de enero e dos mil dieciocho.



Dr. D. Pedro de la Villa Polo, Coordinador de la Comisión Académica del Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud.

INFORMA que la Tesis Doctoral titulada **ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISIARIA, LAS DEFORMACIONES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN ACETABULAR CEMENTADA Y NO CEMENTADA**, presentada por D. **CARLOS GONZÁLEZ BRAVO**, bajo la dirección del Dr. D. Basilio de la Torre Escuredo y de la Dra. Dña. María Julia Buján Varela, reúne los requisitos científicos de originalidad y rigor metodológicos para ser defendida ante un tribunal. Esta Comisión ha tenido también en cuenta la evaluación positiva anual del doctorando, habiendo obtenido las correspondientes competencias establecidas en el Programa.

Para que así conste y surta los efectos oportunos, se firma el presente informe en Alcalá de Henares a 07 de febrero de 2019.



Fdo.: Pedro de la Villa Polo

Agradecimientos

Al Dr. Basilio de la Torre Escuredo, por haberme guiado desde el primer día paciente y pragmáticamente en el complejo campo de la Artroplastia Total de Cadera. Sus consejos han sido decisivos para el enfoque y desarrollo de este trabajo.

A la Dra. Julia Buján Varela, por apoyarme, aconsejarme, facilitarme el trabajo desarrollado en esta tesis y supervisarla desde su profunda y experimentada trayectoria.

Al Hospital Universitario Ramón y Cajal de Madrid, por permitirme acceder a quirófano para estudiar y observar in situ la intervención de cirugía de cadera.

A la empresa Zimmer-Biomet, por facilitarme muestras y datos con los que modelizar el inserto de la articulación artificial y especialmente a Jesús Barriocanal por su atenta disponibilidad.

Al Dr. Gerardo Riquelme Arias, gran cirujano y gran persona por brindarme de forma generosa acceso a sus muchísimos años de experiencia en el apasionante mundo de la cirugía de cadera.

A mis hijos Loreto, Iria y Beltrán, cuya talla humana, aguda inteligencia y fino sentido del humor motivan el que me embarque en empresas como ésta.

Por último y en honor a la justicia, a mi mujer Loreto. Verdadera responsable y soporte del comienzo y término de este trabajo. “*Sic vos non vobis*”, como le diría el poeta...

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

RESUMEN

En esta tesis se plantea un sistema de planificación preoperatoria en la Artroplastia Total de Cadera (ATC) en base a una metodología específica con un conjunto de parámetros o variables. Dichas variables pueden ser internas “inherentes al paciente” (morfología cérvico-diafisiaria, deformidades de raquis, etc.), o bien externas, ajenas al paciente (ángulo de abducción, espesor, material y dimensiones de la cabeza femoral, posicionamiento del centro de rotación de la cadera, etc.).

Para poder validar esta metodología se han llevado a cabo 1.008 simulaciones (en grupos de 504) por elementos finitos sobre insertos de polietileno de ultra alto peso molecular, y de las que se han extraído 2.016 valores de tensiones de Von Mises e Intensidad de Tensión como indicadores del riesgo de desgaste y posterior fracaso protésico.

Todas las variables han sido parametrizadas con la finalidad de poder realizar un estudio estadístico de los resultados obtenidos. Dichos resultados señalan una fuerte relación entre el tipo de fijación (cementada y no cementada) y el riesgo de desgaste de los insertos de polietileno con una notable influencia de otras variables.

Todos los resultados han sido discutidos y contrastados con la bibliografía existente respecto al riesgo de desgaste de polietileno en la práctica clínica.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

ABSTRACT

This thesis proposes a preoperative planning system in Total Hip Arthroplasty (ATC) based on a specific methodology with a set of parameters or variables. These variables can be either internal "inherent to the patient" (cervical-diaphyseal morphology and spinal deformities among others) or external to the patient (abduction angle, thickness, material and dimensions of the femoral head, positioning of the centre of rotation of the hip, etc.).

In order to check this methodology, 1,008 simulations (in groups of 504) were carried out by finite elements on polyethylene liners of ultra-high molecular weight, and from those that have been extracted (2,016 values) values of Von Mises stresses and Intensity of Stress as indicators of the risk of wear and subsequent prosthetic failure.

All the variables have been parameterized with the purpose of being able to carry out a statistical study of the results obtained. These results show a strong influence between the fixation type (cemented and uncemented) and the wear risk on polyethylene liners with a remarkable influence of other variables.

All the results have been discussed and contrasted with the current bibliography regarding polyethylene wear in the clinical practice.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	5
ABSTRACT	7
ÍNDICE GENERAL	9
1. INTRODUCCIÓN	12
1.1. El reemplazo de prótesis de cadera	13
1.2. Biomecánica de la cadera e influencia en la Artroplastia Total de Cadera	15
1.3. Desgaste tribológico de la articulación coxofemoral.....	19
1.4. Clínica de la revisión de cadera.....	23
2. HIPÓTESIS	24
2.1. Propósito y Justificación	25
2.2. Objetivos	27
3. METODOLOGÍA.....	28
3.1. Introducción a la metodología empleada.....	29
3.2. Parámetros empleados sobre los insertos analizados numéricamente	30
3.2.1. Tipo de Fijación	32
3.2.2. Posicionamiento del centro articular en el hueso pélvico	36
3.2.3. Material de la cabeza femoral protésica	38
3.2.4. Diámetro de la cabeza femoral protésica	41
3.2.5. Espesor del inserto	42
3.2.6. Morfología cérvico-diafisaria y deformidades de raquis	44
3.3. Material empleado en el inserto acetabular	46
3.4. Metodología informática empleada.....	49
3.5. Alineación del modelo tridimensional	50
3.6. Reacción articular sobre el modelo	58
3.6.1. Cálculo de la Reacción Articular	58
3.6.2. Aplicación de la carga sobre el modelo tridimensional del inserto	65
3.7. Significación biomecánica de tensiones y deformaciones.....	69
3.7.1. Tensión de Von Mises	69
3.7.2. Intensidad de Tensión	70
4. RESULTADOS	71
4.1. Introducción a los Resultados.....	72
4.2. Análisis estadísticos por regresión múltiple lineal	78
4.2.1. Análisis general del Tipo de Cadera	79
4.2.2. Análisis de la morfología cérvico-diafisaria	84
4.2.3. Análisis de las deformidades de raquis	87
4.3. Análisis de la Tensión Von Mises con fuerza de fricción	90
4.3.1. Tipo de fijación	91

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISIARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

4.3.2.	Posicionamiento del centro articular	95
4.3.3.	Material de la cabeza femoral	101
4.3.4.	Diámetro de la cabeza femoral	106
4.3.5.	Espesor del inserto acetabular	111
4.3.6.	Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades en raquis	117
4.4.	Intensidad de Tensión con fuerza de fricción.	127
4.4.1.	Tipo de fijación	128
4.4.2.	Posicionamiento del centro articular	131
4.4.3.	Material de la cabeza femoral	136
4.4.4.	Diámetro de la cabeza femoral	140
4.4.5.	Espesor del inserto de UHMWPE	144
4.4.6.	Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades en raquis	149
4.5.	Ubicación áreas de desgaste en el inserto	159
4.5.1.	Localización de las tensiones máximas	159
4.5.2.	Localización de las Energía de Deformación	164
5.	DISCUSIÓN.....	167
5.1.	Discusión de Resultados	168
5.1.1.	Tipo de Fijación	170
5.1.2.	Posicionamiento del Centro Articular	176
5.1.3.	Material de la cabeza femoral protésica	179
5.1.4.	Diámetro de la cabeza femoral protésica	181
5.1.5.	Espesor del inserto de UHMWPE	182
5.1.6.	Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis	184
6.	CONCLUSIONES.....	186
	LÍNEAS FUTURAS	189
	ÍNDICE DE TABLAS	191
	ÍNDICE DE FIGURAS	194
	BIBLIOGRAFÍA	198
	ANEXOS	215
	GRÁFICAS DE VON MISES CON FUERZA DE FRICCIÓN	216
	GRÁFICAS DE INTENSIDAD DE TENSIÓN CON FUERZA DE FRICCIÓN	231
	GRÁFICAS DE VON MISES SIN FUERZA DE FRICCIÓN	246

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

1. INTRODUCCIÓN

1.1. El reemplazo de prótesis de cadera

La Artroplastia Total de Cadera (ATC) es una técnica quirúrgica (**Siopack & Jergesen, 1995**) de desarrollo mundial cuyos comienzos se remontan a las primeras décadas del siglo XX (1923), cuando Smith-Petersen crea la primera cúpula acetabular (**Smith-Petersen, 1939**) como mejora sustancial del movimiento de la articulación y que se consolida a finales de los años 30 del siglo XX.

Estos son sin duda las bases sobre las que se construiría la ciencia actual de la biotribología de la articulación de cadera.

El segundo gran salto se produce con la estandarización del empleo de prótesis completas (cabeza y vástago femoral) a principios de los años 50 del pasado siglo, cuya técnica era dominada por la medicina estadounidense de la mano de Thompson (**Thompson, 1952**) y Moore (**Moore, 1952**).

Sobre estos avances y a lo largo de los años 50 (**McKee & Watson-Farrar, 1966**) y 60 (**Ring, 1968**) se producen mejoras en los diseños de cotilos (no cementados) llevando la ATC a otra etapa de desarrollo en la endoprótesis de cadera. En esa etapa se produce ya la sustitución de las partes femoral y la cotiloidea de forma diferenciada y sobre pares de fricción metal-metal.

Sin embargo el gran avance de la ATC se produce en Inglaterra durante los años 70 gracias a Sir John Charnley (**Charnley, 1961**), considerado el padre de la moderna ATC. Conceptos como “baja fricción” (**Charnley, 1970a, 1972; Charnley & Cupic, 1973**) o “ratios de desgaste” (**Charnley & Halley, 1975**), hoy parámetros de uso estándar, en aquella época comenzaron a formar parte del lenguaje de los cirujanos e investigadores de cadera.

Además Charnley representa uno de los pioneros en las soluciones cementadas (**Charnley, 1964, 1970b**).

Los estudios que se realizaron (Wroblewski, 1986a, 1986b; Wroblewski, Lynch, Atkinson, Dowson, & Isaac, 1987) a largo plazo sobre las soluciones de insertos de polietileno, tras la aceptación con reservas de las prótesis de Charnley, demostraron menor desgaste en el par metal-polietileno que en el par metal-metal empleado hasta ese momento.

El enfoque de la actual ATC va de la mano de los últimos avances en el campo de los biomateriales en los que sus procesos de fabricación marcan un ritmo únicamente ralentizado por las preceptivas pruebas en “in vivo”.

Un caso claro de este tipo de avances lo constituye el inserto de polietileno, cuya versión reciente está representado por el polietileno de ultra alto peso molecular (UHMWPE¹) y los tratamientos de entrecruzamiento y esterilización del mismo.

Todos estos avances han hecho de las técnicas de implantación de prótesis y sus correspondientes revisiones un campo de pruebas muy amplio. A modo de ejemplo podemos referir el incremento de intervenciones de cadera mediante ATC, que entre 1960 y 1990 creció un 600% (Comín et al., 1998).

El caso más común de fallo protésico es el aflojamiento de la prótesis² debido a la osteolisis o enfermedad de las partículas, aspecto que veremos en el apartado correspondiente al comportamiento biotribológico de la articulación de cadera por su relación estrecha con dicho comportamiento.

¹ En este trabajo emplearemos la abreviatura anglosajona UHMWPE (Ultra High Molecular Weight Polyethylene) en vez del acrónimo PEUAPM (Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular).

² Aunque este tipo de fallo se ha venido produciendo tanto en la zona proximal del hueso femoral como en la zona pélvica, aquí siempre nos vamos a referir a la zona del hueso pélvico en su área acetabular.

1.2. Biomecánica de la cadera e influencia en la Artroplastia Total de Cadera

Uno de los aspectos que más determina el comportamiento clínico de la cadera y su clínica es su funcionamiento biomecánico. El estudio y conocimiento de la respuesta biológica y mecánica de la articulación coxofemoral es clave para la supervivencia ésta tras la ATC.

Desde el punto de vista biomecánico, el corpus teórico simplificado de dicho funcionamiento ha descansado de forma preferente sobre el modelo planteado por Pauwels (**Pauwels, 1976**) en el que se plantea una descomposición vectorial de las acciones y reacciones corporales, modelizados con entidad vectorial, sobre la articulación de la cadera para generar el equilibrio del cuerpo en la posición de monopdestación y sus derivadas.

En los modelos anteriores a Pauwels y posteriores a él, la responsabilidad de este equilibrio recae sobre el músculo glúteo medio.

Sin embargo, ya a principios de los años 90 hay autores que mencionan que el equilibrio de momentos o brazos de palanca es responsabilidad de varios grupos musculares (**Le Veau, Williams, & Lissner, 1991, p. 116**) y no solo del glúteo medio.

La consideración de que es un grupo muscular y no un solo músculo, el verdadero responsable del equilibrio biomecánico de la articulación coxofemoral encuentra su punto álgido en un artículo de Beno Kummer (**Kummer, 1993**) bajo el título *Is the Pauwels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods*.

En este estudio, Kummer justifica que una parte (70%) de la acción de equilibrio coxofemoral, descansa sobre el grupo abductor, mientras que el músculo tensor de la fascia lata (30%) sería la otra parte implicada en el mencionado equilibrio.

Esto abriría futuros estudios (Birnbaum et al., 2004) que mediante métodos numéricos informatizados abundan y cuantifican lo ya señalado por Kummer.

Desde entonces, la bibliografía y los estudios de carácter biomecánico y clínico realizados acerca de la influencia de los grupos musculares y su relación con la intervención quirúrgica de la cadera ha sido foco de interés en el campo de la ATC.

Parte de dichos estudios se han centrado en la influencia de la longitud cérvico-diafisaria de la prótesis (offset femoral) plasmando resultados de significación estadística (casi todos por debajo de $p = 0,05$) en parámetros (Mcgrory, Morrey, Cahalan, & Cabanela, 1995, p. 865) relacionados con la altura, el sexo y rango de flexión.

Otra parte de los estudios aportan resultados significativos (Rüdiger, Guillemin, Latypova, & Terrier, 2017, p. 1581) en el comportamiento de estos músculos en la estabilidad corporal y funcionamiento de la articulación coxofemoral después de la ATC.

También, desde un punto de vista geométrico, hay estudios que tratan la influencia (Traina et al., 2009, p. 1516; Weinhandl & O'Connor, 2010, p. 2634) de la localización del centro de rotación de la cadera de cara a la superveniencia de la prótesis.

Por otro lado, tanto la morfología cérvico-diafisaria³ como las posibles deformidades de raquis pueden determinar el posoperatorio de la ATC, por lo que su planificación tiene una relevancia considerable.

³ Entre los problemas asociados a la patología de cadera, se encuentra la posición de las piernas, como consecuencia del ángulo del eje cérvico-diafisario. En el caso de Coxa Vara, deviene en genu varo con las piernas en forma de O, mientras que en el caso genu valgo las piernas formarían una X. Esto supone la transmisión de la patología de cadera hacia la rodilla, que sufrirá, según la forma de las piernas, tracciones excesivas en los músculos de la articulación tibiofemoral. La relación entre la cadera patológica y normal con sus correspondientes brazos de palanca es función del ángulo cérvico-diafisario. Mientras que el valor de este ángulo para la cadera normal se estima entre 120° y 135°, los valores de este ángulo por encima de 135° se considerarían los correspondientes a cadera Coxa Valga (pudiendo llegar a 160°), mientras que los ángulos por debajo de 120° serían los correspondientes a Coxa Vara (pudiendo llegar a 105°). Estos son los valores que han sido considerados en este trabajo para el cálculo de las reacciones articulares, como se verá más adelante.

Este tema ya desarrollado, desde el punto de vista biomecánico, por el mismo Pauwels (**Pauwels, 1976**), representa un aspecto importante a la hora de analizar los resultados de las intervenciones de ATC sobre pacientes con esta problemática patológica.

El estudio de las variaciones del ángulo cérvico-diafisiario (**Quagliarella, Boccaccio, Lamberti, & Sasanelli, 2006**) o su restitución original para buscar simetría entre las extremidades inferiores son algunos de los factores analizados en los estudios de carácter biomecánico.

El análisis de la morfología cérvico-diafisiaria, aunque de carácter muy localizado, aporta datos acerca de su influencia en el comportamiento de la cadera tras la intervención (**Budde et al., 2012**).

Por otro lado están las investigaciones que relacionan las deformidades de raquis desde un punto de vista biomecánico (**Fairhurst et al., 2016**) pero haciendo también hincapié en su influencia en la ATC y su supervivencia (**Kvederas & Porvaneckas, 2002**).

Finalmente hay que mencionar que el tipo de fijación acetabular en su variante cementada como en la no cementada (**Björgul et al., 2010; Breusch & Malchau, 2006; Callaghan et al., 2004; Duque-Morán, Navarro-Navarro, Navarro-García, & Ruiz-Caballero, 2011; Harris, 2003; Kolb et al., 2012; Rodriguez, 2006; Udomkiat, Dorr, & Wan, 2002; Wroblewski et al., 1987; Yamaguchi, Naito, Asayama, & Shiramizu, 2004**), constituye un factor determinante a la hora de evaluar el fallo protésico.

Con todo ello, sin duda, muchas de las decisiones que relacionan los parámetros de influencia en la supervivencia de la ATC recaen sobre la pericia del cirujano a la hora de ejecutar la intervención quirúrgica.

En cualquier caso, la geometría de la articulación, su comportamiento mecánico, el tipo de fijación así como el seguimiento a largo plazo de las intervenciones quirúrgicas son todos ellos factores íntimamente relacionados con el desgaste de los materiales utilizados en el par de fricción y por consiguiente, en que se produzca la generación de partículas que produce el desgaste del par de fricción.

1.3. Desgaste tribológico de la articulación coxofemoral

La implantación del primer biopolímero (PTFE⁴) en prótesis de cadera realizado por Charnley en los años 50 del siglo XX contribuyó decisivamente en el empleo de pares de fricción duro/blando en la ATC.

La respuesta no fue la esperada, con una seria problemática asociada a las intervenciones (alto ratio de desgaste, inflamación y un 99% de revisión entre los 2-3 años de su colocación) que hizo que el propio Charnley en 1962 empezara a usar el UHMWPE⁵ como sustituto de PTFE dado su buen comportamiento al desgaste⁶ al que hay que sumar su buena resistencia mecánica.

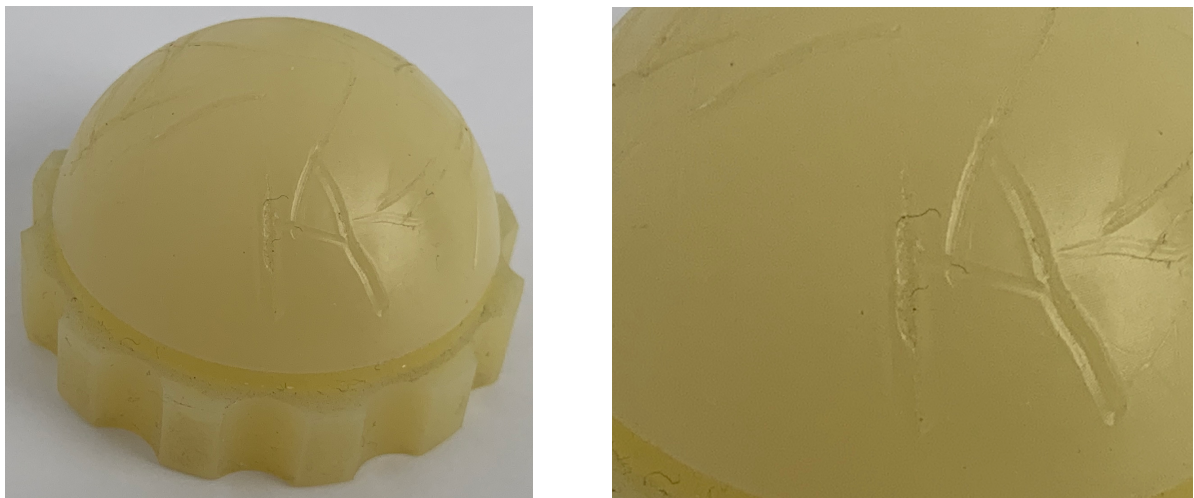


Fig. nº 1: Ejemplo de desgaste en un inserto de polietileno en la zona exterior en una fijación no cementada

La relación entre el desgaste biotribológico de la articulación coxofemoral artificial y la revisión de cadera se debe principalmente a la conocida como “enfermedad de las partículas”.

⁴ PTFE corresponde al Politetrafluoroetileno.

⁵ UHMWPE corresponde al Ultra High Molecular Weight Polyethylene. Este acrónimo será el empleado en general en este trabajo en vez de su equivalente castellano PEUAPM (Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular). A veces también se empleará Polietileno en lugar de UHMWPE, como generalización.

⁶ El ratio de desgaste del UHMWPE en el par sobre metal se encuentra, según algunos autores (Duque et al., 2012, p. 7), entre 100-300 mm/año correspondiente al desgaste lineal o 30-100 μm^3 /año en el caso del desgaste volumétrico.

Esta patología consiste en la reacción biológico-tisular de osteolisis⁷ ante los productos generados en el desgaste que afectan al hueso pélvico en la zona próxima al acetábulo donde se fija el componente acetabular cuando se lleva a cabo una ATC.

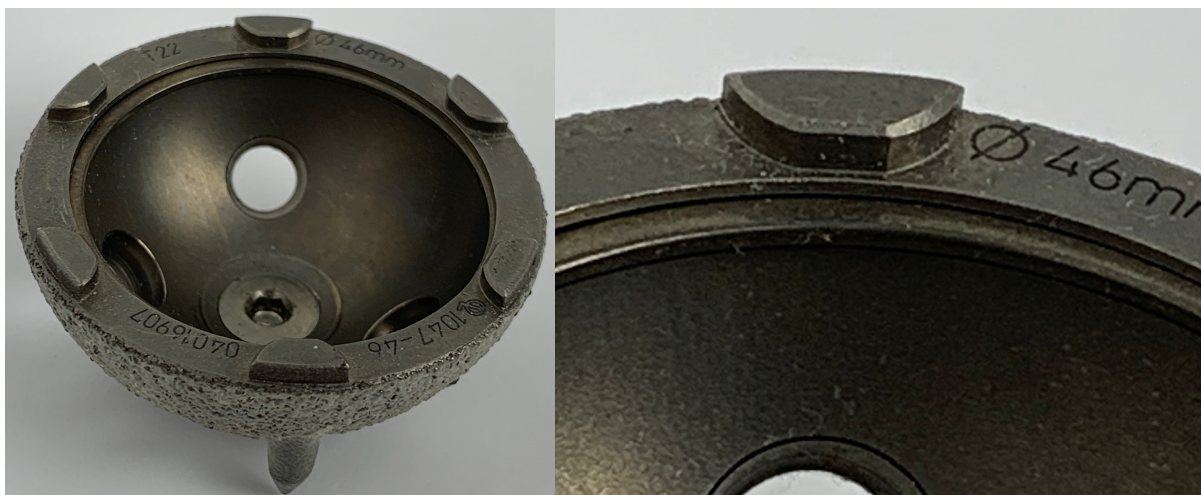


Fig. nº 2: Cúpula cotiloidea con resalte en el borde para encaje de sujeción del inserto

El proceso de osteolisis pasa por una pérdida de densidad ósea (De Rada, Silverberg, Barriga, Llombart, & Valentí, 2011) en la zona de anclaje óseo acetabular que deviene en un aflojamiento de la prótesis, obligando a su revisión. Por tanto, la relación sería que, a mayor desgaste, mayor producción de partículas y por tanto mayor riesgo⁸ de fallo protésico por osteolisis.

Esta patología fue referida ya a finales del siglo XX por varios autores (Willert, Bertram, & Buchhorn, 1990), lo que sin duda hizo evolucionar sustancialmente la tecnología y fabricación de los primeros insertos de este tipo. Experimentalmente el desgaste, como se desarrollará en el apartado de Metodología, está estrechamente relacionado con las distintas tensiones que surgen en las superficies protésicas que se encuentran en contacto dinámico.

⁷ La reacción consiste en la aparición de macrófagos que al no poder disolver los productos fruto del desgaste producen una degradación ósea. La pérdida de masa ósea se debe a la actuación de los osteoclastos (células óseas que disuelven el hueso en el proceso de remodelación).

⁸ Hemos querido significar con el término "riesgo" que no es posible generalizar o establecer relaciones lineales o proporcionales entre los ratios de desgaste y la revisión de cadera por osteolisis. Además este es el aspecto en el que se basa este trabajo para el empleo de la tensión de Von Mises, entre otros tipos de tensión, para señalar el riesgo de desgaste en las simulaciones empleadas.

La determinación o cálculo del grado de desgaste en las prótesis “in vivo” pasa por su análisis cuantitativo en el remplazo de cadera o en ensayos a través de simuladores de cadera (Calonius & Saikko, 2003; Cao & Mischler, 2016; F. Liu, Leslie, Williams, Fisher, & Jin, 2008; Feng Liu, Fisher, & Jin, 2013; Wang, Lee, Herrera, & Korduba, 2013).

Pese a ello, la cuantificación del desgaste es un tema complejo e indeterminado en la mayoría de los casos debido a la cantidad de parámetros que intervienen en el mismo.

Afirmar que un determinado inserto de UHMWPE tiene más o menos desgaste volumétrico o lineal, en base a su composición química, el índice de radiación aplicado (Shen, Lu, & McKellop, 2011) o el entrecruzamiento (Kurtz et al., 2010; Mayer et al., 2018) no deja de ser una reducción a casos particulares.

De hecho, recientes estudios (Mayer et al., 2018, p. 2675) plantean a medio plazo respuestas similares para polietilenos convencionales y de última generación, desde el punto de vista del desgaste.

En esta línea hay los especialistas indican que las dosis de radiación gamma (25-40 kGy) como proceso de fabricación sobre el UHMWPE genera, además de una correcta esterilización del material, una mejora significativa (Gomez-Barrena, Puertolas, Munuera, & Konttinen, 2008, p. 115) del entrecruzamiento (cross-linked) y por ende un incremento de la resistencia al desgaste (Joyce, 2009).

Otro factor, de carácter biomecánico y que afecta al desgaste, es la presión de contacto (Kořak, Kralj-Iglič, Iglič, & Daniel, 2011). El uso extendido de programas informáticos mediante cálculo por elementos finitos ha hecho que el estudio del desgaste del par duro-blando de la ATC, mediante este parámetro haya proliferado sustancialmente.

Existen otras tensiones (Kang, Galvin, Brown, Jin, & Fisher, 2008; Patten, Van Citters, Ries, & Pruitt, 2014) que tienen relación directa con la producción lineal o

volumétrica de partículas de desgaste, que pueden analizarse por métodos numéricos.

Si bien la investigación en torno al desgaste implica una cierta concreción con respecto a los parámetros que influyen en el riesgo de que éste se produzca, la amplitud de dichos parámetros sumado a las posibles combinaciones existentes de dichos parámetros, hace del tema algo muy complejo y de difícil generalización a partir de los estudios clínicos.

La acción de aislar determinados parámetros y estudiarlos en casos concretos con pares de fricción duro-blando como el metal-polietileno o la cerámica-polietileno se ven afectados por numerosos factores.

Dichos factores están influidos por las condiciones particulares del paciente tales como edad, peso corporal, sexo, rango de actividad, deformidades de raquis, morfología cérvico-diafisiaria, etc.

Los resultados, por tanto, de los ratios de los desgaste de los insertos no parecen concluyentes como para obtener un orden general del riesgo de desgaste ante una casuística tan amplia de variables.

1.4. Clínica de la revisión de cadera

En los últimos 40 años son varios los parámetros que se han relacionado con la enfermedad de las partículas como causa del fallo protésico.

Los estudios clínicos han arrojado conclusiones sobre algunos parámetros o variables que afectan a este fallo protésico, mientras que otros parámetros no gozan de unanimidad entre los investigadores.

En el primer grupo podríamos incluir, por ejemplo, al Posicionamiento del Centro de rotación de la cadera o al ángulo de inclinación del inserto acetabular, mientras que en el segundo grupo, el caso más claro de falta de consenso en los estudios clínicos se sitúa en el tipo de fijación acetabular.

En el caso del Posicionamiento del centro de rotación de la cadera, la clínica es clara en torno a qué valores de elevación y lateralización de dicho posicionamiento devienen en fracaso de la prótesis. Lo mismo ocurre con la orientación acetabular por encima de los 45°, como causa de fracaso protésico.

Sin embargo, existen investigaciones discordantes en si las soluciones de fijación cementadas son menos propensas que las no cementadas a la revisión protésica.

Todo ello plantea una serie de interrogantes en el horizonte del estudio preoperatorio de la ATC, como a continuación veremos.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

2. HIPÓTESIS

2.1. Propósito y Justificación

La casuística planteada anteriormente podría justificar un estudio que “cuantificara”, de forma teórica la respuesta tensional de la articulación articular artificial y con ello su riesgo o tendencia al desgaste.

Parámetros como el Posicionamiento del centro de rotación de la cadera, el Tipo de Fijación acetabular, la geometría y materiales de los insertos, la morfología cérvico-diafisaria de la articulación del paciente, las deformidades de raquis, etc., podrían estudiarse de forma gráfica a través de simulaciones y plantear las relaciones entre éstos parámetros y el riesgo de desgaste.

Para ello se deberían emplear técnicas de cálculo que fueran ágiles y versátiles para así poder extraer conclusiones de carácter general (órdenes de magnitud), en el rango de las probabilidades en cuanto al riesgo de desgaste.

Nos referimos no a obtener valores de $\text{mm}^3/\text{año}$ de volumen de desgaste, que realmente no aportaría una significación sobre el desgaste de la prótesis más allá de una casuística reducida, sino de la obtención de órdenes de magnitud, valores que indican la tendencia al desgaste, fácilmente extrapolables a las condiciones del paciente y asumibles en un análisis por computadora del estudio preoperatorio de la ATC.

Poder emplear la potencia del cálculo mediante métodos numéricos de forma gráfica y por computadora nos posibilita incluir en el estudio estadístico, muchas combinaciones paramétricas y establecer relaciones entre ellas.

Ante lo expuesto más arriba nos planteamos la siguiente hipótesis:

“Es posible plantear una metodología de planificación preoperatoria de la reconstrucción acetabular que se fundamente en el estudio del riesgo-

probabilidad de desgaste de los insertos ante múltiples condicionantes de carácter biomecánico internos y externos al paciente.”

2.2. Objetivos

Con la finalidad de dar respuesta a las preguntas anteriores, así como a todas las cuestiones concomitantes que éstas arrastran se plantean los siguientes objetivos:

1. Parametrizar aquellas variables (algunas de ellas muy presentes en la clínica de la ATC) que pueden influir mayoritariamente en el desgaste de pares de fricción y en el fallo protésico.
2. Empleando métodos numéricos, simular los modelos tridimensionales de insertos, en los que los distintos parámetros, antes definidos, se apliquen para obtener valores cualitativa y cuantitativamente hablando, de tensiones y energías de deformación así como las localizaciones de esos valores en los insertos analizados numéricamente.
3. Establecer las posibles correlaciones de los resultados atendiendo al tipo de variable o parámetro analizado desde el ámbito estadístico para ser contrastado con los estudios clínicos existentes.
4. Enfrentar, a través de las conclusiones de esta tesis, la hipótesis planteada con los resultados obtenidos en las simulaciones de cara a responder a dicha hipótesis en base al estudio realizado.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

3. METODOLOGÍA

3.1. Introducción a la metodología empleada

Teniendo en cuenta los objetivos antes reseñados y con la finalidad de generar un discurso lo más ordenado posible en base a la metodología empleada en esta investigación, este capítulo ha sido organizado teniendo en cuenta el desglose de los resultados expuestos en el capítulo correspondiente y en base a los análisis numéricos de los distintos modelos realizados.

El primer apartado describe los parámetros de estudio empleados y constituye una parte clave de este trabajo por referir la casuística sobre la que se llevan a cabo las simulaciones de los modelos tridimensionales de los insertos.

Estos parámetros poseen, en su combinación, una serie de niveles sobre los modelos analizados que determinan en cierta forma la salida de los resultados. De esta forma nos encontraremos con los 6 niveles paramétricos (variables desde el punto de vista estadístico) que son analizados uno a uno en los distintos epígrafes de la metodología.

Con carácter general, es importante señalar que la metodología empleada en esta investigación se ha basado en generalizar y simplificar los elementos de cálculo por elementos finitos, empleando un tipo de inserto polietileno en las simulaciones en vez de plantear una cabeza femoral y un inserto en contacto con ésta.

De esta forma se ha podido establecer un nivel de densidad de malla muy elevado sobre el modelo tridimensional de cada simulación y así aumentar la precisión de los resultados a la vez que reduce el tiempo de ejecución de cálculo.

Con ello podemos aumentar el número de simulaciones hasta una cantidad elevada de combinaciones, hasta 1.008 ensayos por el Método de Elementos Finitos (MEF), la mitad de ellos con fuerza de fricción incluida en las cargas articulares y la otra mitad sin él, lo que nos arroja un cómputo lo suficientemente consistente para establecer relaciones estadísticas del orden de magnitud pretendido.

3.2. Parámetros empleados sobre los insertos analizados numéricamente

A continuación se exponen los parámetros antes señalados, estructurados en base a los seis niveles antes referidos.

1. **Tipo de fijación** del acetábulo artificial sobre el hueso pélvico, con dos posibilidades analizadas: Fijación Cementada y Fijación No Cementada.
2. **Posicionamiento del centro articular** en el hueso pélvico, que cuenta con tres posibilidades estudiadas: Posición centrada (**CT**), Posición Elevada Lateralizada (**EL**) y Posición Elevada Medializada (**EM**).
3. **Material de la cabeza femoral protésica** que en este caso se ha reducido a dos materiales empleados habitualmente en la ATC. Uno metálico (**CoCrMo**⁹) y otro cerámico (**ZrO₂**).
4. **Diámetro de la cabeza femoral**, que en la presente investigación se ha reducido a las dos más comunes actualmente, los diámetros de 32 mm y 36 mm.
5. **Espesor del inserto de polietileno**¹⁰, cuya tipología comercial es extensa¹¹. Para los análisis numéricos llevados a cabo, se han escogido tres valores dentro del espectro de posibilidades: uno en la franja de bajo espesor, otro intermedio en dicha franja y el último correspondiente al valor elevado dentro de los posibles.

⁹ Pese a que la aleación metálica empleada es CoCrMo, aquí siempre nos referiremos a ella como CoCr.

¹⁰ El valor en milímetros del espesor del inserto al que referimos, corresponde con el mínimo valor de espesor que el fabricante garantiza en el ángulo de 45° de la sección transversal de la pieza, siendo mayor en la zona de la coronación del inserto.

¹¹ Por lo que respecta al diámetro de 32 mm de cabeza femoral protésica, la gama de espesores abarca desde el valor de 4,3 mm hasta los 11,3 mm. En el caso de la cabeza femoral protésica de 36 mm, el valor del espesor comienza en 4,3 mm y llega hasta los 14,3 mm.

6. **Tipo de cadera**, cuya categoría incluye tanto la morfología cérvico-diafisiaria como las deformidades de raquis, alcanzando esta variable 7 posibilidades diferentes. Por lo que respecta a la primera categoría, ésta contempla a la cadera normal (**N**), a la cadera Coxa-Vara (**CVr**) y la cadera Coxa-Valga (**CVg**). Finalmente, las deformidades de raquis analizadas corresponden a la Escoliosis Descompensada (**SD**) y a la Escoliosis compensada (**SC**). De ambas se analizan la articulación baja (**SDb y SCb**) y la articulación alta (**SDa y SCa**).

En la siguiente figura se muestra los seis niveles de variables empleadas en los análisis por el método de Elementos Finitos (MEF), indicando debajo de cada parámetro los valores adoptados.

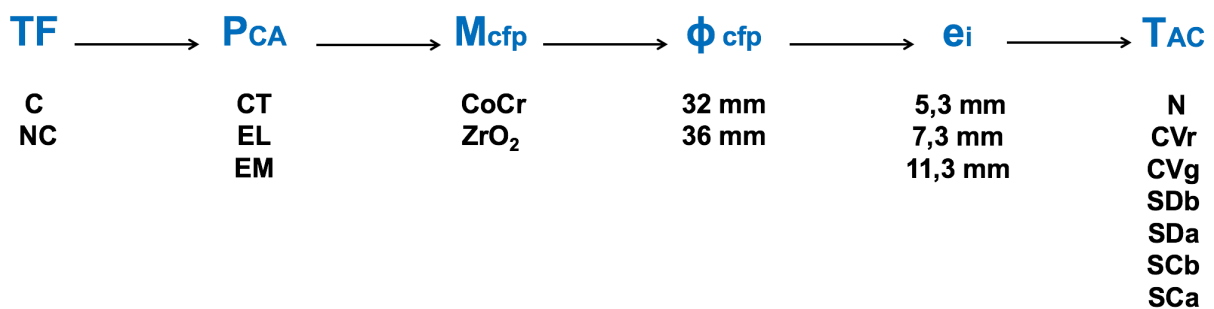


Fig. n° 3: Parámetros empleados en las simulaciones.

Donde:

- **TF** es Tipo de Fijación con las opciones de C (Cementada) y NC (No Cementada).
- **P_{CA}** es el posicionamiento del centro articular con las opciones de CT (Centrado), EL (Elevado Lateralizado) y EM (Elevado Medializado)
- **M_{cfp}** es el material de la cabeza protésica con los dos tipos indicados.
- **ϕ_{cfp}** es el diámetro de la cabeza femoral,
- **e_i** es el espesor del inserto de polietileno
- **T_{Ac}** es el tipo de cadera

3.2.1. Tipo de Fijación

Como ya se ha comentado, este parámetro contempla dos posibilidades: la fijación Cementada¹² y la No Cementada. Como se puede comprobar en el capítulo de resultados, el tipo de fijación es determinante a la hora de exponer la agrupación de dichos resultados.



Fig. nº 4: Ejemplo de inserto de polietileno cementado y no cementado (Fuente: Zimmer Biomet)

Para poder realizar simulaciones numéricas sobre un modelo tridimensional en el que se pueda reflejar este parámetro (Tipo de Fijación), se ha partido de una modelización de inserto de UHMWPE que responde a la geometría perteneciente a un modelo existente en el mercado y perteneciente a la empresa Zimmer Biomet¹³ diseñado para adaptación sobre copa metálica (en fijación no cementada).

Tanto en el caso de la solución Cementada como No Cementada se empleó la misma geometría de inserto con la finalidad de que pudieran ser comparables los resultados sin una variación de la geometría que pudiera falsear las correlaciones con el resto de parámetros empleados.

¹² Teniendo en cuenta que en la ATC los conceptos de fijación cementada o no cementada abarcan tanto la cavidad cotiloidea como el canal medular del fémur aquí nos referimos únicamente a la fijación cementada sobre la zona acetabular del hueso pélvico.

¹³ Para las simulaciones se ha empleado el sistema acetabular G7 y un inserto (liner) Neutral E1&ArComXL con los diámetros y espesores que ya han sido mencionados anteriormente.

La solución cementada se modelizó con las condiciones de contorno del programa informático¹⁴ generando una restricción de movimiento en la cara externa del inserto así como en el borde del mismo.

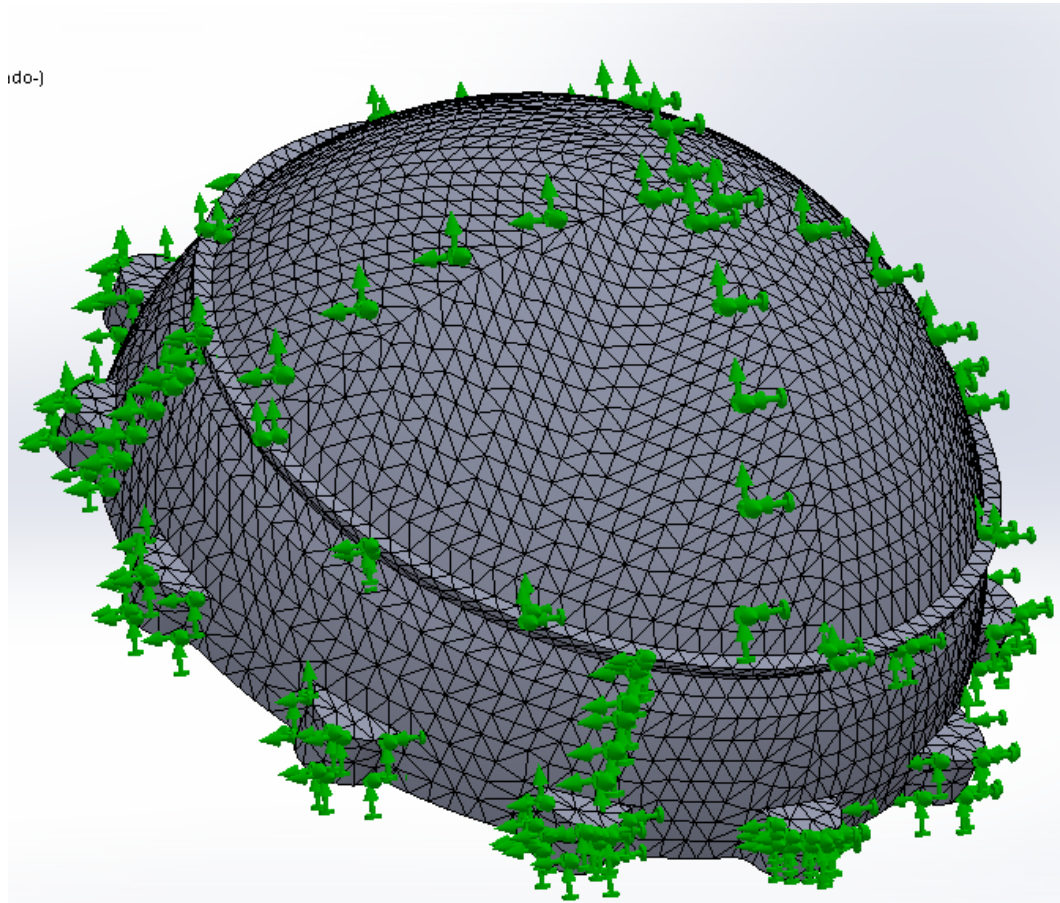


Fig. nº 5: Restricciones impuestas al modelo tridimensional en los caso de fijación cementada

La solución **No Cementada**, sin embargo, se llevó a cabo restringiendo únicamente los puntos de fijación mecánica que el inserto de polietileno tiene sobre la cúpula metálica, tanto en sus zonas concretas de la superficie exterior del mencionado polietileno como en el anillo de borde de este, simulándose así el encaje real del inserto en la cúpula.

En este tipo de fijación, el inserto de UHMWPE queda alojado en el interior de la cúpula de soporte y restringido en el borde semiesférico entre las dos piezas, de forma

¹⁴ La modelización geométrica y de cálculo se llevó a cabo sobre el programa SolidWorks.

dentada, que ha sido mecanizada en un paralelo de la superficie externa de la semiesfera.

La responsabilidad final del empotramiento de la zona cotiloidea de la prótesis descansa en la fijación de la cúpula metálica, cuya superficie en contacto con el hueso pélvico posee un tratamiento superficial rugoso y tiene como finalidad conseguir una osteointegración del componente acetabular sobre la cavidad cotiloidea.

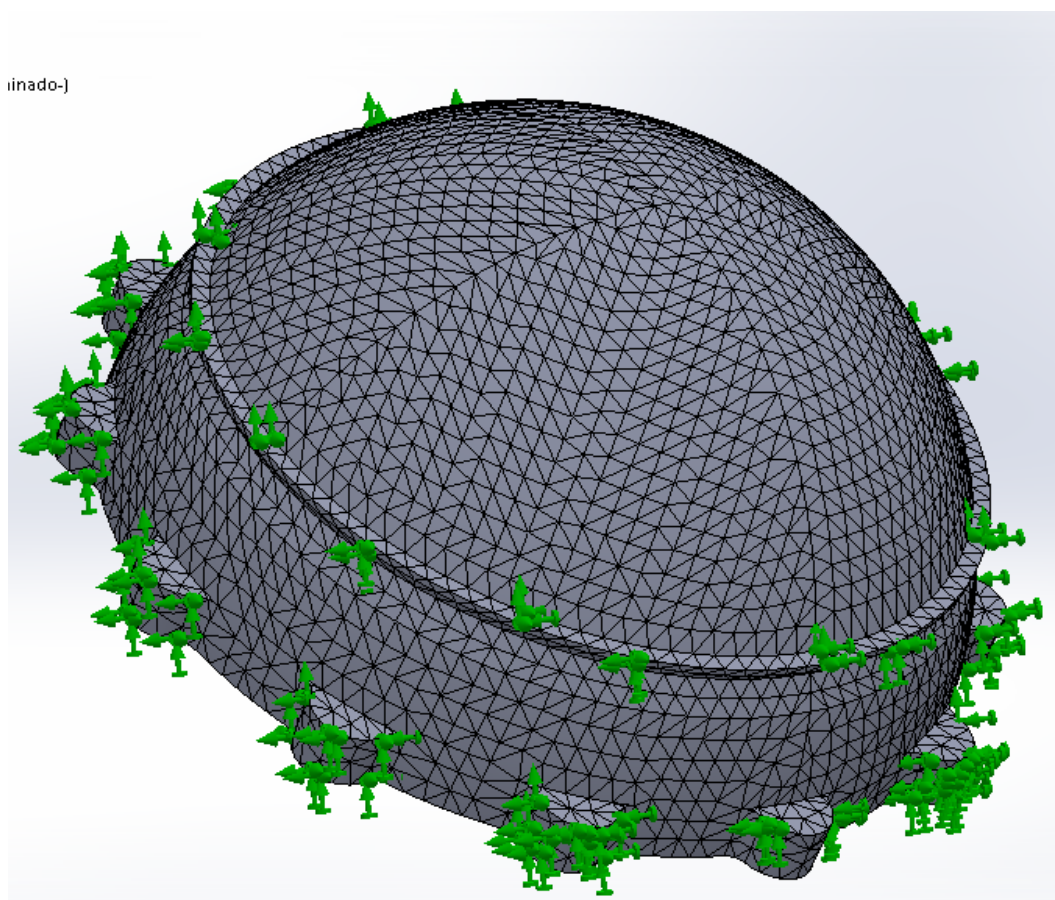


Fig. nº 6: Restricciones impuestas al modelo tridimensional en los caso de fijación no cementada

A veces la fijación se realiza con ayuda mecánica de tornillería (con paso ancho entre filetes) para conseguir la suficiente adherencia sobre la zona ósea trabecular del hueso pélvico.

Con todo ello, se adoptan las siguientes acciones a la hora de realizar las simulaciones numéricas:

- En el caso de la fijación No Cementada, las coacciones al movimiento se plantean como un semi-empotramiento de la superficie externa y de borde del inserto de UHMWPE.
 - En la definición de las coacciones, los desplazamientos son nulos en las tres direcciones del espacio, pero únicamente en la cara externa del inserto, que quedaría conectada con la cúpula de soporte.
 - El inserto de UHMWPE tiene la posibilidad de deformarse libremente en las zonas no coaccionadas y siempre en función de sus características mecánicas del material, de las acciones a que éste se ve sometido y de la respuesta tensional en el proceso de deformación.
- En el sistema de fijación Cementada, las coacciones al movimiento llevadas a cabo en el programa informático se materializan como una fijación rígida en el borde del inserto y en la zona de anclaje con la zona acetabular del hueso.
 - Los desplazamientos de las caras (superficies) coaccionadas son nulos en las tres direcciones del espacio, quedando libre de movimiento el resto de espesor del material.

3.2.2. Posicionamiento del centro articular en el hueso pélvico

Se han contemplado tres posibles localizaciones para Posicionamiento del centro articular, en los insertos modelizados tridimensionalmente.

- CT = Posicionamiento Centrado
- EL = Posicionamiento Elevado Lateralizado
- EM = Posicionamiento Elevado Medializado

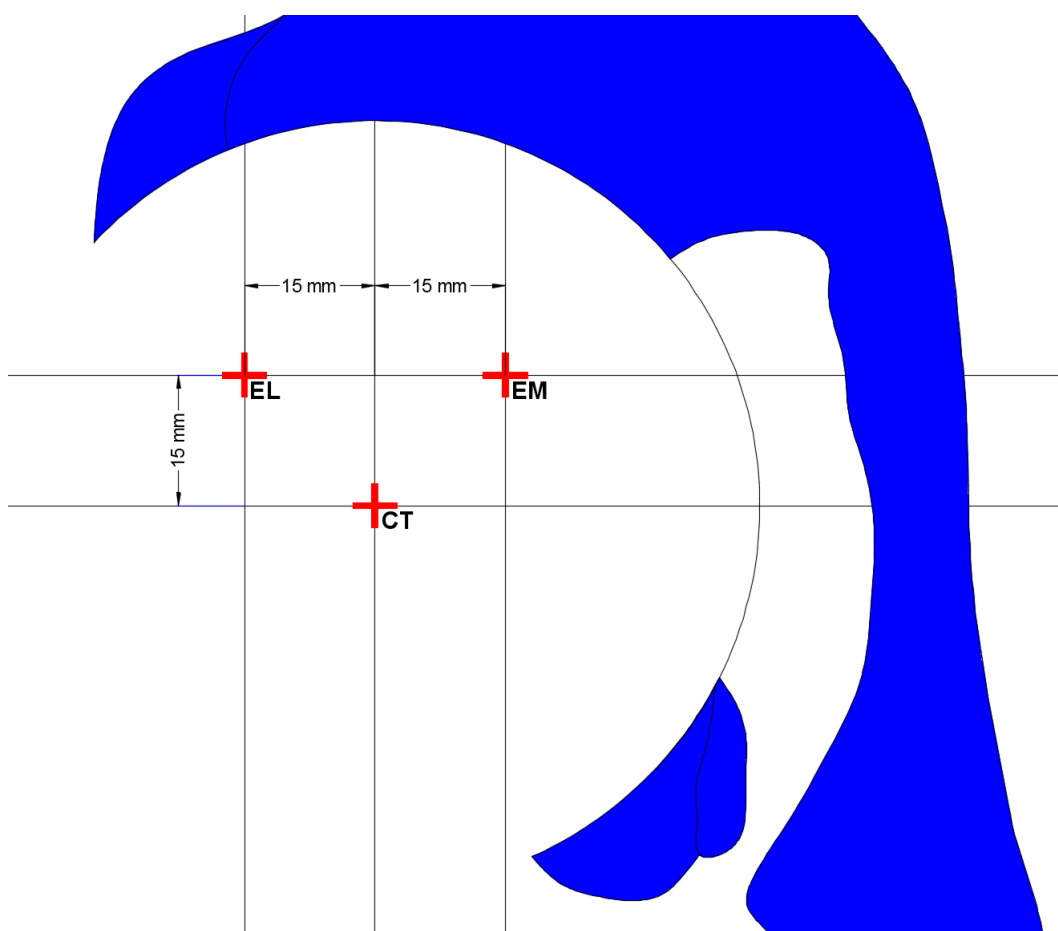


Fig. nº 7: Posicionamientos del centro articular coxofemoral empleados en los modelos tridimensionales

Para el presente trabajo se limitó el valor de lateralización y medialización de 15 mm. Ese mismo valor ha sido el empleado para la elevación del centro de rotación de la cadera.

Sin duda, se podría llevar a cabo un estudio de más impacto sobre este parámetro pero, como ya se ha indicado, se ha buscado el “orden de magnitud” para poder abarcar un número elevado de simulaciones y por ende, de población estadística. Por otro lado, se manejan valores de desplazamiento horizontal y vertical conservadores.

Para poder incluir este parámetro a la hora de aplicar la Reacción articular (**R**) sobre el modelo, se resolvieron las ecuaciones de equilibrio en monopedestación para los tres posicionamientos. Dicha reacción varía en cada caso tanto en módulo como en dirección (ángulo que forma con la horizontal “90-β”).

El cálculo realizado de la carga articular implica que un posicionamiento **EL** posee valores mayores que los correspondientes a un posicionamiento **EM**, quedando los valores correspondientes de carga articular **CT** entre ambos valores según el siguiente esquema.

$$R_{EL} > R_{CT} > R_{EM}$$

Este hecho se repite en el caso de los ángulos que las cargas articulares forman con la vertical, de tal forma que:

$$\beta_{EL} > \beta_{CT} > \beta_{EM}$$

Los distintos valores de las reacciones articulares pueden verse, en lo que respecta a su cálculo y entidad vectorial, en el apartado 3.6.

3.2.3. Material de la cabeza femoral protésica

Como cabezas femorales se han empleado dos tipos de materiales (metálico y cerámico). En el caso de la cabeza femoral metálica, como ya ha sido mencionado más arriba, consiste en una aleación de tres componentes con alta resistencia mecánica¹⁵. Su empleo ha ido reemplazando al acero inoxidable AISI 316L (**Krasicka-Cydzik, Oksiuta, & Dabrowski, 2005**) con resultados óptimos en cuanto a desgaste (**Comín et al., 1998**).



Fig. nº 8: Materiales de cabeza protésica (Fuente: Zimmer Biomet)

Por lo que respecta a la cerámica, desde que la alúmina¹⁶ se empezó a emplear como implante protésico hacia principios de los años 70 del siglo XX, se han colocado más de 5 millones de implantes de este tipo (**Kuntz, Usbeck, Pandorf, & Heros, 2011**). Por otro lado, los implantes con cabeza femoral cerámica a base de óxidos cerámicos han evolucionado exponencialmente en los últimos 40 años.

En general, los pares de fricción cerámica-cerámica y cerámica-UHMWPE han dado mejores resultados frente al par metal-metal y metal-UHMWPE debido al menor desgaste de la cabeza cerámica. Sin embargo, la rigidez de esta última lo hace propenso a la fractura y fallo protésico (**Macdonald & Bankes, 2014**) fundamentalmente debido a la poca deformación que es capaz de absorber, y a su

¹⁵ La aleación Co-Cr-Mo tiene una resistencia máxima de rotura de 690 MPa. Su composición general suele ser Co-28Cr-6Mo.

¹⁶ La alúmina pura (también llamada Circonio o esmeril) en un compuesto inorgánico a base de óxidos de aluminio (Al_2O_3).

diferente módulo de elasticidad cerámica-UHMWPE y cerámica-hueso (**Duque, Navarro, & Ruiz, 2012**).

Por todo ello, se han desarrollado combinaciones de alúmina mediante la introducción de zirconia¹⁷ de cara al aumento de la resistencia (**Kuntz et al., 2011, p. 27**) a la rotura transversal de las piezas (más del 250%) y reducción del módulo de elasticidad (más del 60%).

Como ya se mencionó en la introducción, las simulaciones realizadas no han contemplado la interacción de dos materiales, sino únicamente del modelo tridimensional de inserto de polietileno.

Sin embargo, para poder tener en cuenta la especificidad de cada material, se ha empleando la distribución de la presión de contacto de Hertz (**Johnson & Johnson, 1987**), particularizada para materiales de implante protésico (**Farhoudi, Oskouei, Jones, & Taylor, 2015, p. 978**), contemplándose en los modelos tridimensionales, tanto las reacciones articulares como su forma y área de distribución en la cara interna del inserto de polietileno.

El empleo de la teoría de distribución de presiones de Hertz sigue las siguientes relaciones matemáticas de cara a poder determinar áreas y radios de círculos de presión de contacto.

$$r_{ca} = \sqrt[3]{\frac{3Rr_e}{4E_e}} \quad (\text{e}_1)$$

$$\frac{1}{r_e} = \frac{1}{r_{ins}} + \frac{1}{r_{cf}} \quad (\text{e}_2)$$

¹⁷ La zirconia es el nombre del óxido de zirconio (ZrO₂). Se suele emplear la zirconia parcialmente estabilizada (PSZ), dado que cuenta con mejores prestaciones. Posee una resistencia a rotura transversal de 620 MPa y un módulo de elasticidad de 200 GPa.

$$\frac{1}{E_e} = \frac{1 - \nu_{ins}^2}{E_{ins}} + \frac{1 - \nu_{cf}^2}{E_{cf}} \quad (e_3)$$

Donde:

r_{ca}	radio, en metros, del círculo en el que actúa la carga articular
R	reacción sobre la articulación en Newton (N)
r_e	radio equivalente en metros
r_{ins}	radio del inserto de polietileno en metros
r_{cf}	radio de la cabeza femoral en metros
E_e	módulo de elasticidad equivalente en Pa (N/m ²)
E_{ins}	módulo de elasticidad del inserto de polietileno en Pa (N/m ²)
E_{cf}	módulo de elasticidad del material de la cabeza femoral en Pa (N/m ²)
ν_{ins}	módulo de Poisson del inserto de polietileno
ν_{cf}	módulo de Poisson del material de la cabeza femoral

Es necesario señalar que al ser un contacto cóncavo entre los dos elementos (inserto y cabeza femoral), el radio de la cabeza femoral debe considerarse con signo negativo.

A continuación se tabulan las propiedades necesarias para la formulación de la presión de contacto de Hertz de los materiales empleados para cabeza femoral e inserto de UHMWPE:

Propiedad	UHMWPE	CoCr	ZrO ₂
Coefficiente de Poisson	0,46	0,30	0,24
Módulo de Elasticidad (GPa)	0,94	210	3,58

Tabla nº 1: Propiedades de los materiales empleados en cabeza femoral e inserto

3.2.4. Diámetro de la cabeza femoral protésica

Los distintos diámetros disponibles, para los dos materiales empleados, van desde el diámetro 28 mm hasta el de 44 mm, con saltos de 4 mm entre cada modelo.

De los diámetros disponibles se escogieron dos medidas (32 mm y 36 mm) de amplio uso quirúrgico, para así contar con resultados que pudieran ser contratables con la clínica de la revisión protésica.

3.2.5. Espesor del inserto

Por lo que respecta a los espesores disponibles para cada inserto, estos dependen del diámetro de la cabeza femoral. El inserto escogido para la realización de las simulaciones pertenece a un modelo del fabricante Zimmer Biomet, concretamente al sistema acetabular G7, que cuenta con valores de espesor que comienzan en 4,3 mm y alcanzan los 14,3 mm de espesor en el meridiano correspondiente a los 45 ° de la semiesfera del inserto.

En la figura siguiente se puede observar la gama completa de espesores en función de los diámetros de las cabezas femorales.

≈ Minimum Poly Liner Thickness at 45° (mm)						≈ Minimum Poly Liner Thickness at Apex (mm)					
Shell Size	Head Size					Shell Size	Head Size				
	28	32	36	40	44		28	32	36	40	44
42 - A	4.3					42 - A	4.7				
44 - A						44 - A					
46 - B	6.3	4.3				46 - B	6.7	4.7			
48 - C	7.3	5.3				48 - C	7.7	5.7			
50 - D	8.3	6.3	4.3			50 - D	8.7	6.7	4.7		
52 - E	9.3	7.3	5.3			52 - E	9.7	7.7	5.7		
54 - F	10.3	8.3	6.3	4.3		54 - F	10.7	8.7	6.7	4.7	
56 - F						56 - F					
58 - G	11.3	9.3	7.3	5.3		58 - G	11.7	9.7	7.7	5.7	
60 - G						60 - G					
62 - H		11.3	9.3	7.3	5.3	62 - H		11.7	9.7	7.7	5.7
64 - H						64 - H					
66 - I			11.3	9.3	7.3	66 - I			11.7	9.7	7.7
68 - I						68 - I					
70 - I*						70 - I*					
72 - I*						72 - I*					
74 - J*			14.3	12.3	10.3	74 - J*			14.7	12.7	10.7
76 - J*						76 - J*					
78 - J*						78 - J*					
80 - J*						80 - J*					

* Available in Osseotri Multi hole configuration only

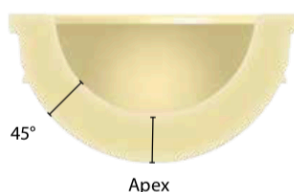


Fig. nº 9: Espesores disponibles del inserto en función del diámetro de cabeza femoral (Fuente: Zimmer Biomet)

En la presente investigación se han escogido tres valores de espesor para que quedara cubierta una franja desde un valor bajo (5,3 mm) pasando por un valor intermedio (7,3 mm) hasta un valor alto (11,3 mm) de espesor del inserto.

Estos tres espesores son los mismos escogidos en los dos diámetros de cabeza femoral antes vistos.

3.2.6. Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis

Abordando la problemática de la morfología cérvico-diafisiaria en primer lugar, nos encontramos con las tres posibles franjas de ángulo cérvico-diafisiario que puede tener el paciente y cómo dicho ángulo afecta decisivamente sobre la reacción articular tanto en módulo como en dirección.

En la cadera normal el ángulo oscilaría entre los 120° y los 135° , mientras que el valor para Coxa Vara sería menor de 120° , siendo finalmente para Coxa Valga mayor de 135° .

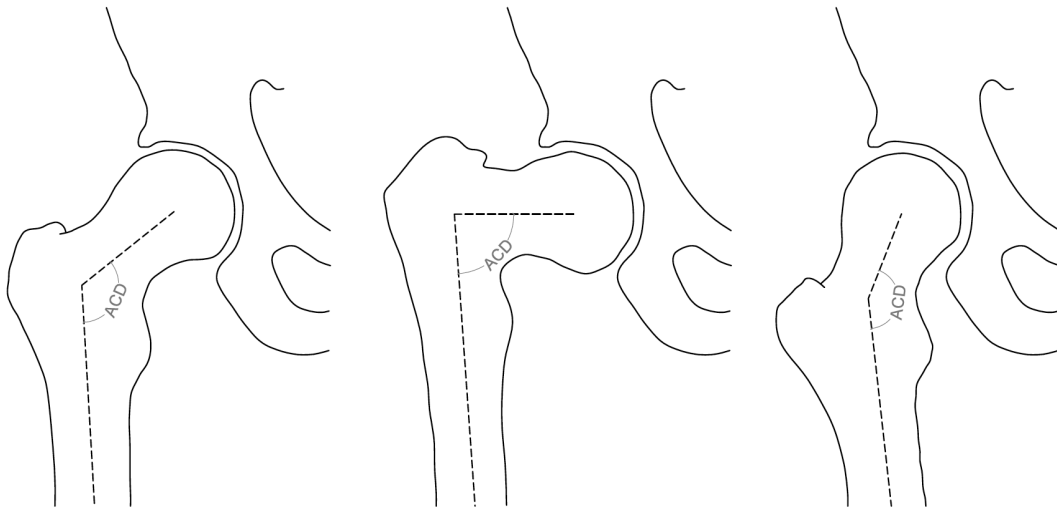


Fig. nº 10: Ángulo cérvico-diafisiario (ACD) en cadera normal, Coxa Vara y Coxa Valga

Ya Pauwels (**Pauwels, 1976, p. 26**), en su profusamente citada publicación sobre la cadera sana y enferma, descomponía vectorialmente la influencia de las acciones y cargas de equilibrio de la articulación coxofemoral de una forma gráfica bastante clara.

En la siguiente figura se puede observar como cambia el valor de “h”, entre la cadera normal, aumentando en la Coxa Vara y disminuyendo en la Coxa Valga. Dado que “h” en esta figura de Pauwels representa el brazo de palanca de la acción del músculo glúteo medio “M” en la articulación, es fácil deducir que las implicaciones de la morfología cérvico-diafisiaria sobre la reacción articular son considerables, como se verá en el apartado de cálculo de la Reacción coxofemoral.

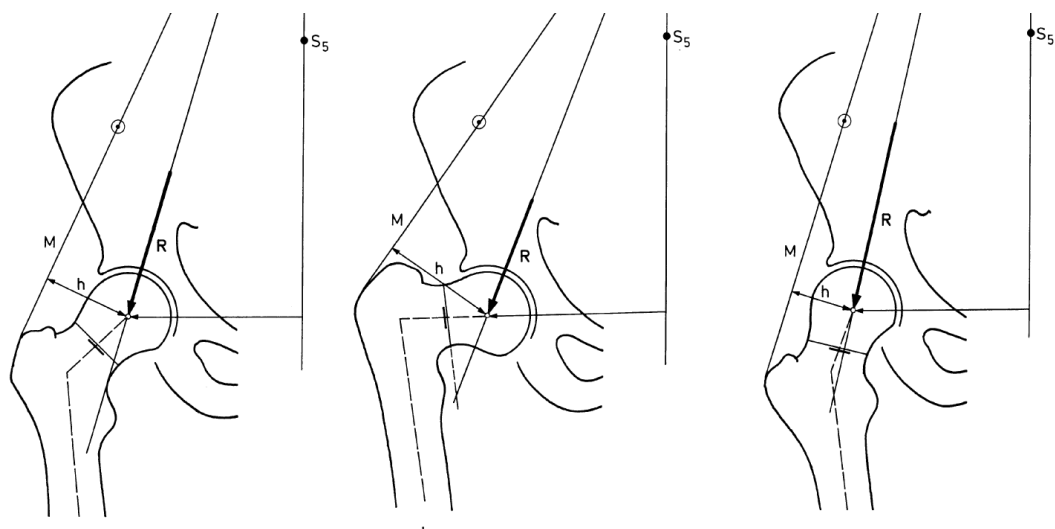


Fig. nº 11: Descomposición de carga en la morfología cérvico-diafisiaria (Fuente: Pauwels, 1976, p. 26)

Por otro lado, por lo que respecta a las deformidades de raquis, en la presente investigación hemos contemplado la escoliosis compensada (**SC**) y descompensada (**SD**) como parámetros que intervienen en la variación de la reacción articular y por ende en el riesgo de desgaste y fallo protésico.

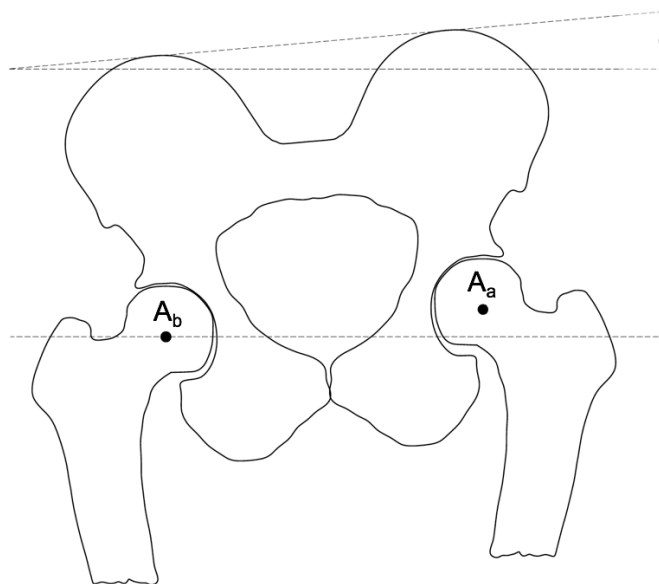


Fig. nº 12: Inclínación de la cadera por escoliosis; A_a = Articulación alta; A_b = Articulación baja

3.3. Material empleado en el inserto acetabular

Una parte esencial y sobre la que descansa el corpus de análisis numérico de este trabajo pasa por la elección del material del inserto acetabular. Lejos de querer ser exhaustivos en el análisis del material, a continuación se han expuesto algunos hitos acerca de la evolución del mismo a lo largo de los años.

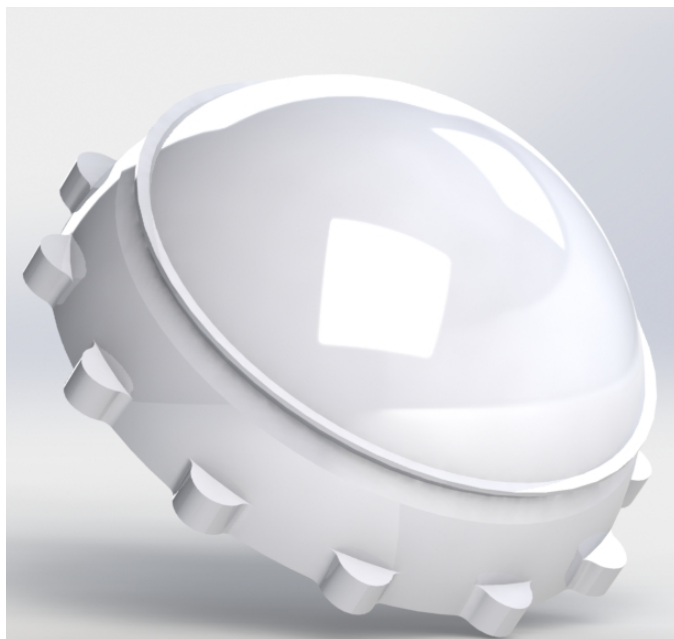


Fig. nº 13: Inserto de polietileno modelizado en tres dimensiones para su análisis MEF

Son varios los materiales¹⁸ que se han empleado en la fabricación de insertos. La elección del Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular, (aquí denominado a veces como UHMWPE¹⁹ y otras como “polietileno”), tiene su razón de ser en su extendida aplicación médica en el campo de la ATC. Este material es actualmente el más empleado en la fabricación de cotillos para articulaciones de cadera, que empezó a emplearse en sustitución del HDPE²⁰ ya en los años 70 del pasado siglo.

¹⁸ Entre ellos el UHMWPE, UHMWPE con fibra de carbono, la cerámica, etc.

¹⁹ El Polietileno de Ultra Alto Peso Molecular (PEUAPM), que aquí denominamos UHMWPE (siglas en inglés Ultra High Molecular Weight PolyEthylene), es un componente protésico que nace a partir de la industrialización por distintos procesos del gas etileno (C_2H_4), cuyo monómero $-(C_2H_4)_n-$ de grado de polimerización n determina el compuesto final. Este material puede contener hasta 400.000 átomos de carbono, es decir una cadena de 200.000 unidades de etileno. A pesar de que existen distintos polietilenos sintetizados como el LDPE, LLDPE, HDPE y UHMWPE, nos referiremos exclusivamente a este último que cuenta con 6 millones de gramos por molécula.

²⁰ De sus siglas en el mundo anglosajón HDPE = High Density Polyethylene

La fabricación (**Kurtz, 2009**) de insertos es un tema fundamental a la hora cuantificar las características mecánicas del material, siendo dicho proceso también determinantes en su durabilidad. Este tema constituye en sí mismo toda una investigación que se sale de los objetivos de este trabajo.

En este sentido, los investigadores (**Gomez-Barrena et al., 2008, p. 834**) en este campo han encontrado una mejora significativa con el tratamiento del material con radiaciones gamma en la franja de 50 a 100 kGy o con radiaciones beta.

El uso del polietileno como material articular artificial, introdujo el par de fricción duro-blando, con metal o cerámica como cabeza femoral protésica. Constituye, sin duda, una aproximación más realista (desde el punto de vista biomecánico) al comportamiento “in vivo” del cartílago en la zona acetabular.

A continuación se tabulan las propiedades mecánicas del UHMWPE empleadas en las simulaciones, considerándolo como un material isotrópico elástico lineal:

Propiedad	UHMWPE
Módulo de Elasticidad Longitudinal (MPa)	940
Módulo de Elasticidad Transversal (MPa)	322
Coefficiente de Poisson	0,46
Límite elástico (MPa)	25
Límite último a tracción (MPa)	40
Máxima deformación (%)	500

Tabla nº 2: Propiedades del UHMWPE empleadas las simulaciones

Factores como el nivel de entrecruzamiento o la geometría del material, en el caso de la cavidad de polietileno del cotilo, pueden llegar a ser determinantes en el riesgo de desgaste de este material protésico (**Gomez-Barrena, Medel, & Puertolas, 2010, p. 117**). Estos factores no son los únicos que pueden determinar el desgaste. También hay otros como el envejecimiento y degradación propia de su constitución polimérica.

Dado que el UHMWPE se emplea en el par tribológico metal/polímero, debido a sus buenas propiedades (resistencia mecánica y tolerancia al desgaste), con el fin de preservar dichas propiedades, suele ser sometido procesos de radiación en altas dosis, como antes hemos señalado. Hasta mediados de los años 90, el empleo de radiaciones Gamma en atmosferas no controladas hacía propenso al material a la formación de radicales libres que reaccionaban con el O₂ (libre en el empaquetado) y con ello el irreversible proceso oxidativo-degenerativo.

El cambio a la radiación en atmosferas inertes, mejoró el entrecruzamiento del UHMWPE (i.e. las propiedades mecánicas del polímero) y por ende redujo los mencionados procesos oxidativos. Finalmente indicar que la introducción de antioxidantes naturales como la vitamina E (**Gomez-Barrena et al., 2010, p. 118**) ha generado todo un campo de avance en la mejora mecánica del material.

3.4. Metodología informática empleada.

Para llevar a cabo las simulaciones y análisis numéricos de los modelos tridimensionales se ha empleado el programa comercial (SolidWorks ®), muy extendido en el mercado y que cuenta con varias aplicaciones y rutinas especialmente diseñadas para la simulación por elementos finitos (Anza, 1989; Bevill, Bevill, Penmetsa, Petrella, & Rullkoetter, 2005; Braess, 1977; Brenner & Scott, 2008; Teoh, Chan, & Thampuran, 2002; Urriolagoitia-Calderon, Urriolagoitia-Sosa, Hernandez, Merchan, & Vite-torres, 2008) en distintos campos de la ingeniería.

A continuación se tabulan los parámetros empleados en el programa informático de cálculo por elementos finitos:

Parámetro	Valor
Tipo de elemento de malla	Sólido tetraédrico
Tipo de mallado	Densidad fina con malla estándar
Tamaño global de elemento	1,22119581 mm
Tolerancia	0,06105979 mm
Número de puntos jacobianos	4
Calidad de la malla	Elementos cuadráticos de alto orden
Tipo de motor de cálculo	FFEPLUS
Número de nodos	83.088
Número de elementos	55,248
Cociente de aspecto máximo	6,2812

Tabla nº 3: Parámetros empleados en el cálculo MEF

El empleo de un motor de cálculo de carácter iterativo del tipo FFEPLUS, basado en métodos numéricos, proporciona una convergencia de los resultados en las ecuaciones implicadas, muy conveniente en el caso de análisis estático lineal, aumentando la velocidad del proceso de cálculo.

3.5. Alineación del modelo tridimensional

La alineación espacial del inserto constituye una parte fundamental al representar el comportamiento más aproximado a la realidad de la articulación coxofemoral.

Para ello se define un triedro espacial con ejes:

- H_{ll} = Eje de coordenadas laterolateral
- H_{ap} = Eje de coordenadas anteroposterior
- V_{cc} = Eje de coordenadas cráneocaudal

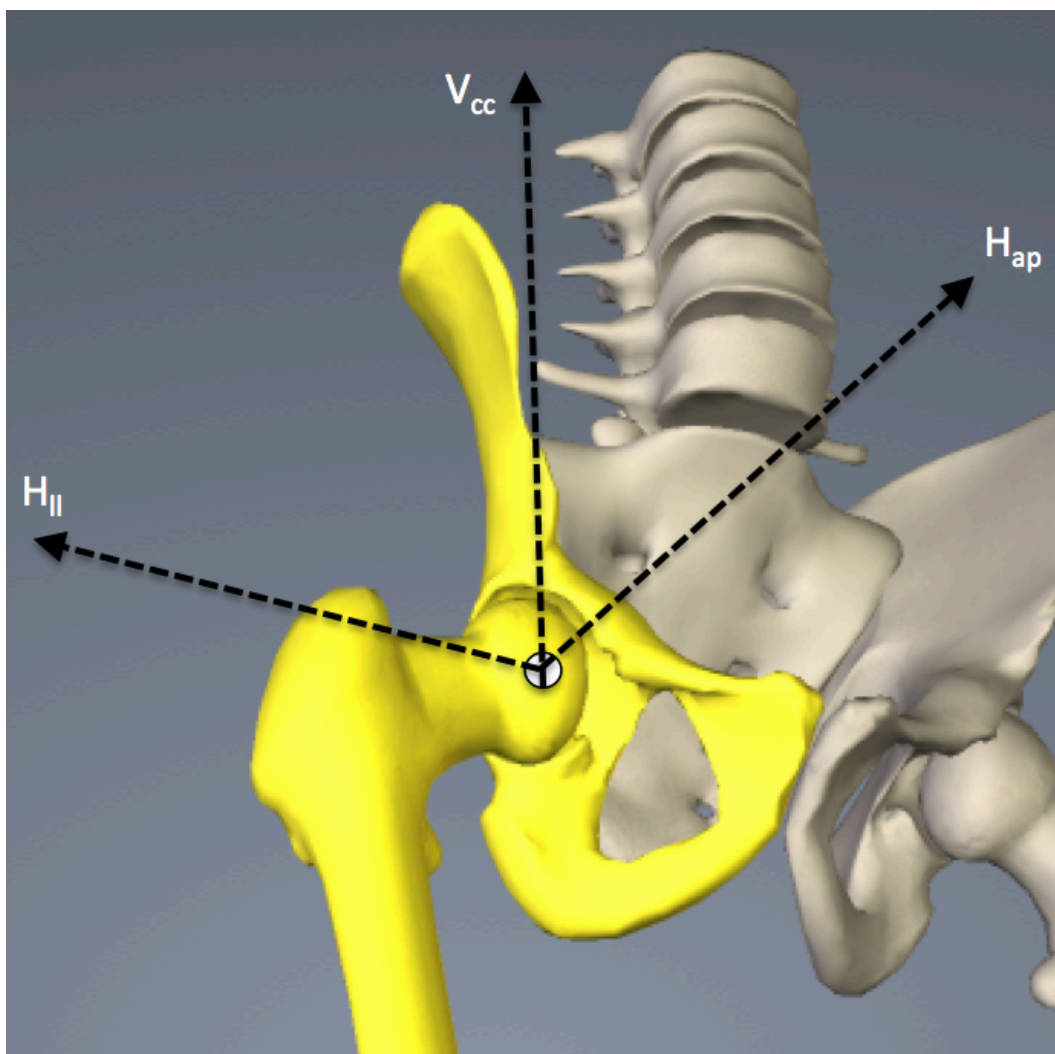


Fig. nº 14: Ejes de referencia sobre la articulación coxofemoral

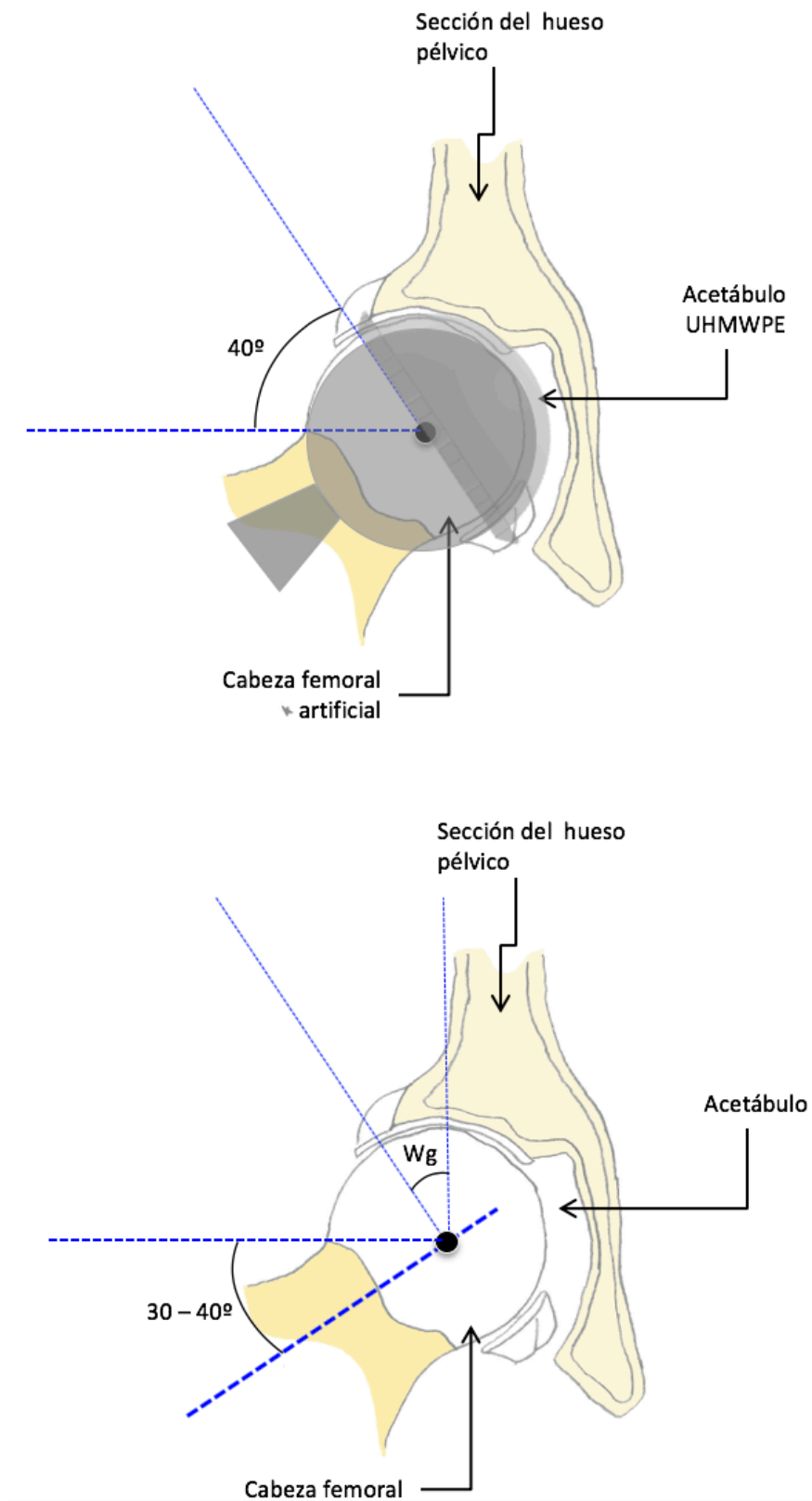


Fig. nº 15: Sección por el plano coronal (frontal) de la cadera protésica (arriba) y de la cadera normal (abajo)

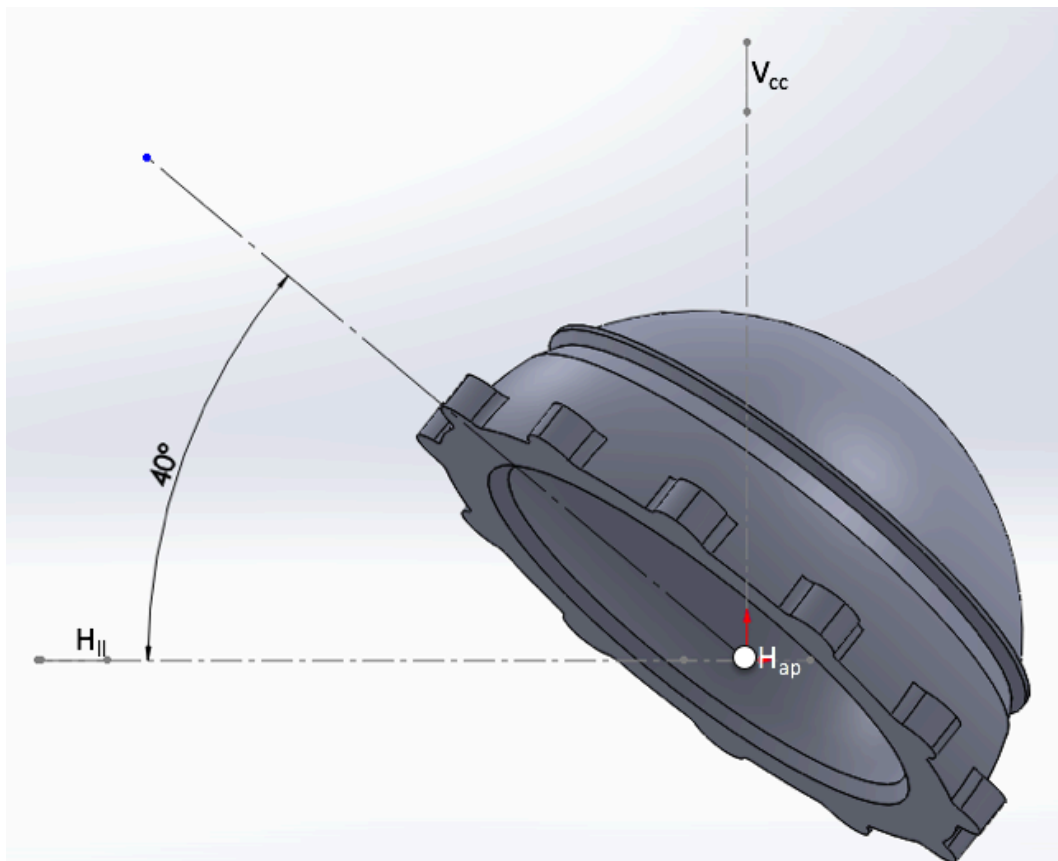


Fig. nº 16: Giro de 40° del inserto alrededor del eje anteroposterior (H_{ap}) visto desde el plano coronal

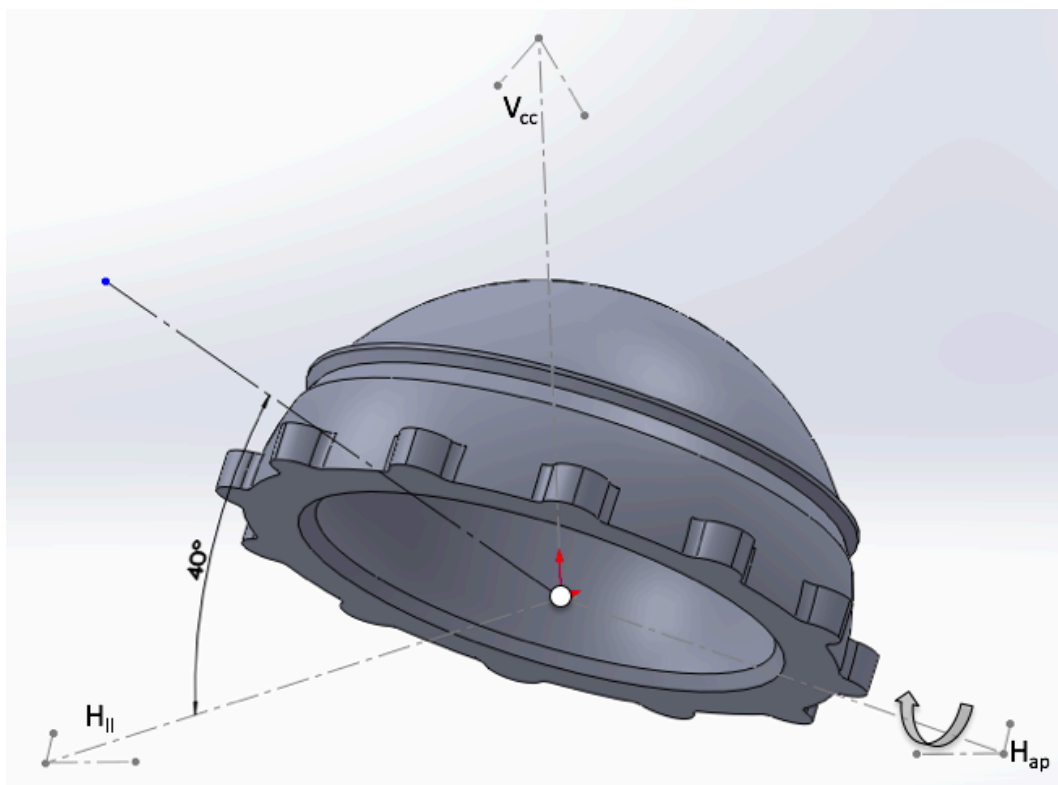


Fig. nº 17: Giro de 40° del inserto alrededor del eje anteroposterior (H_{ap}) visto en perspectiva

Primero se realiza un giro de 40° del modelo en torno al eje anteroposterior (H_{ap}), consiguiendo así la orientación acetabular de abducción de 40°.

Esto se puede ver en las imágenes anteriores, en las que, además de los modelos tridimensionales del inserto, se muestra una sección por el plano coronal de la articulación coxofemoral protésica y de la sana.

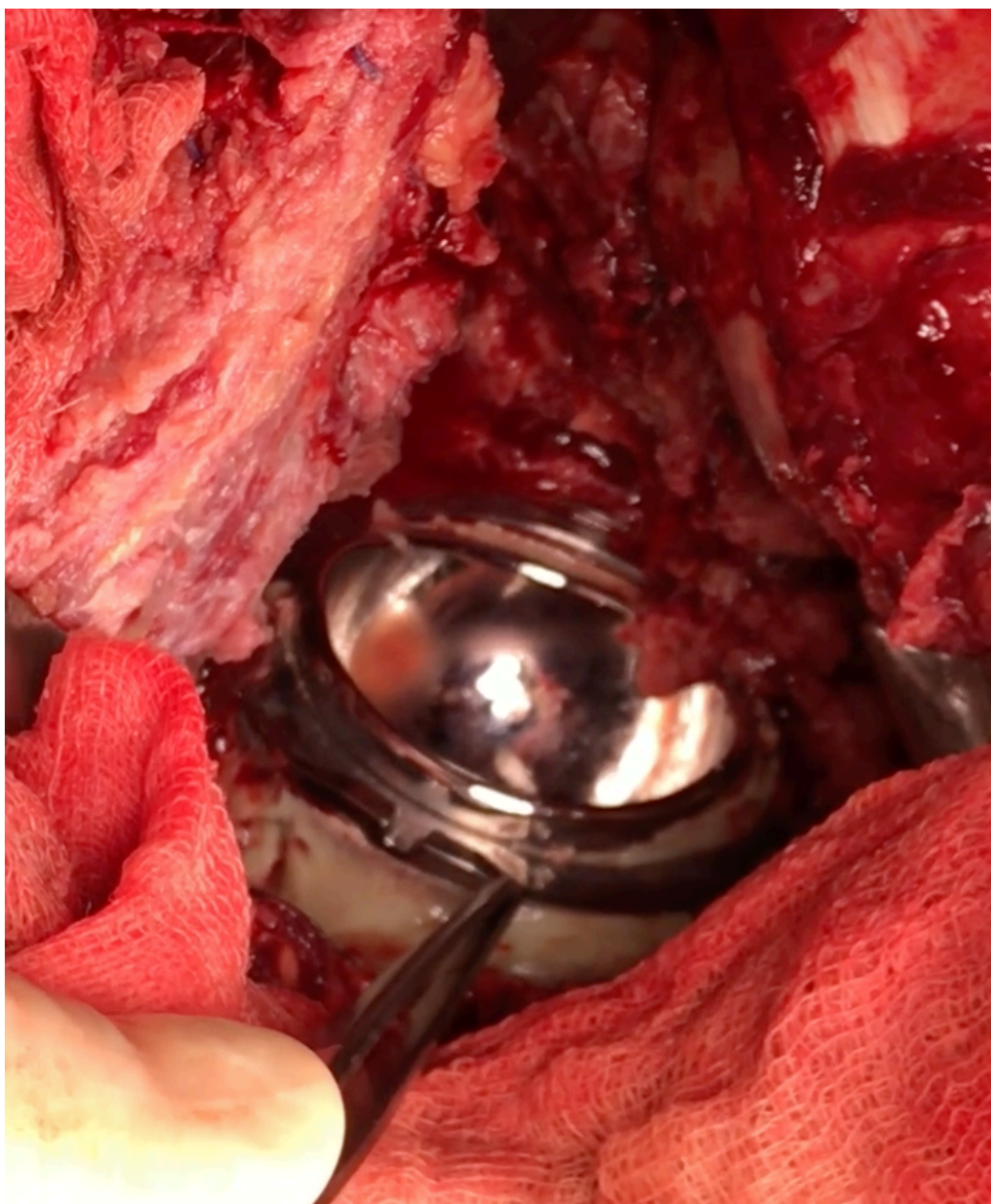


Fig. nº 18: Intervención de cadera donde se puede observar la cúpula acetabular posicionada

Posteriormente se gira dicho modelo, que ya posee la orientación previa abducción, 35° (lo cual corresponde a 15° de anteversión del eje cérvico-diafisiario) en torno al eje cráneo-caudal (V_{cc}), con lo que disponemos el modelo en anteversión pélvica.

Los ángulos adoptados para el ángulo de giro en torno al eje anteroposterior descansa en los estudios clínicos (Hirakawa et al., 2001; Udomkiat et al., 2002) contrastados, en los que se menciona la influencia en el desgaste de valores por encima de los 45° (Bobman et al., 2016; Del Schutte H. et al., 1998; Esposito et al., 2015; Kennedy et al., 1998; Nadzadi, Pedersen, Yack, Callaghan, & Brown, 2003; Nishii, Sakai, Takao, & Sugano, 2015).

Valores por encima de 45° de abducción, en la bibliografía referenciada antes, dispara el desgaste del polietileno, generando el fracaso protésico.

La clara unanimidad y consenso que acerca de la influencia de este parámetro (inclinación del inserto en abducción) en el desgaste es la razón por la cual se ha considerado innecesario analizar posibilidades diferentes en esta casuística aunque no se descarta que pudiera incluirse en una línea futura de investigación.

La decisión por tanto del valor de este ángulo es estratégica de cara a no saturar los resultados obtenidos con un nuevo parámetro a pesar del interés que sin duda tiene para el tema que nos ocupa y que relaciona la colocación en quirófano del inserto con desgaste de éste.

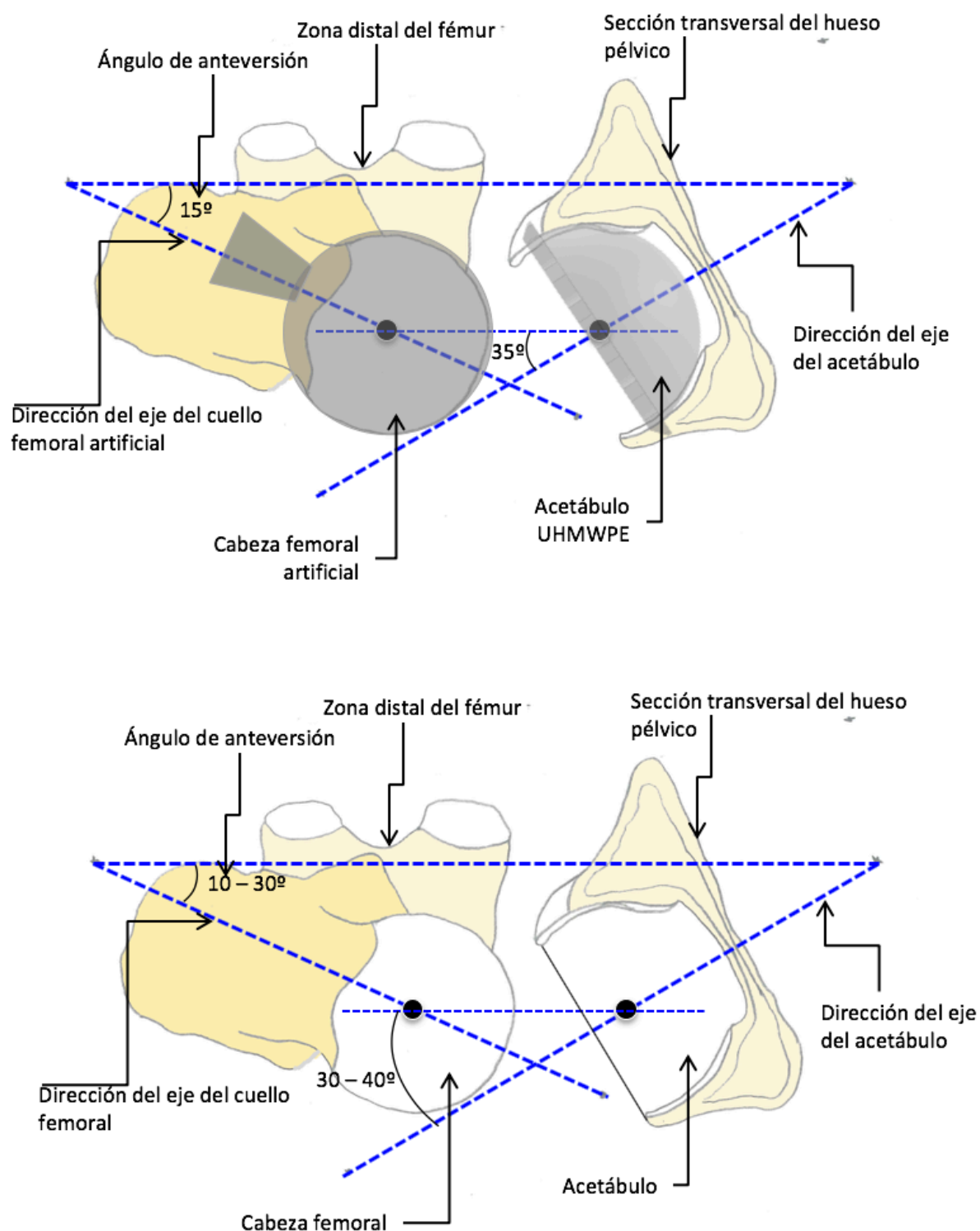


Fig. nº 19: Sección por el plano transversal (axial) de la cadera protésica (arriba) y de la cadera normal (abajo)

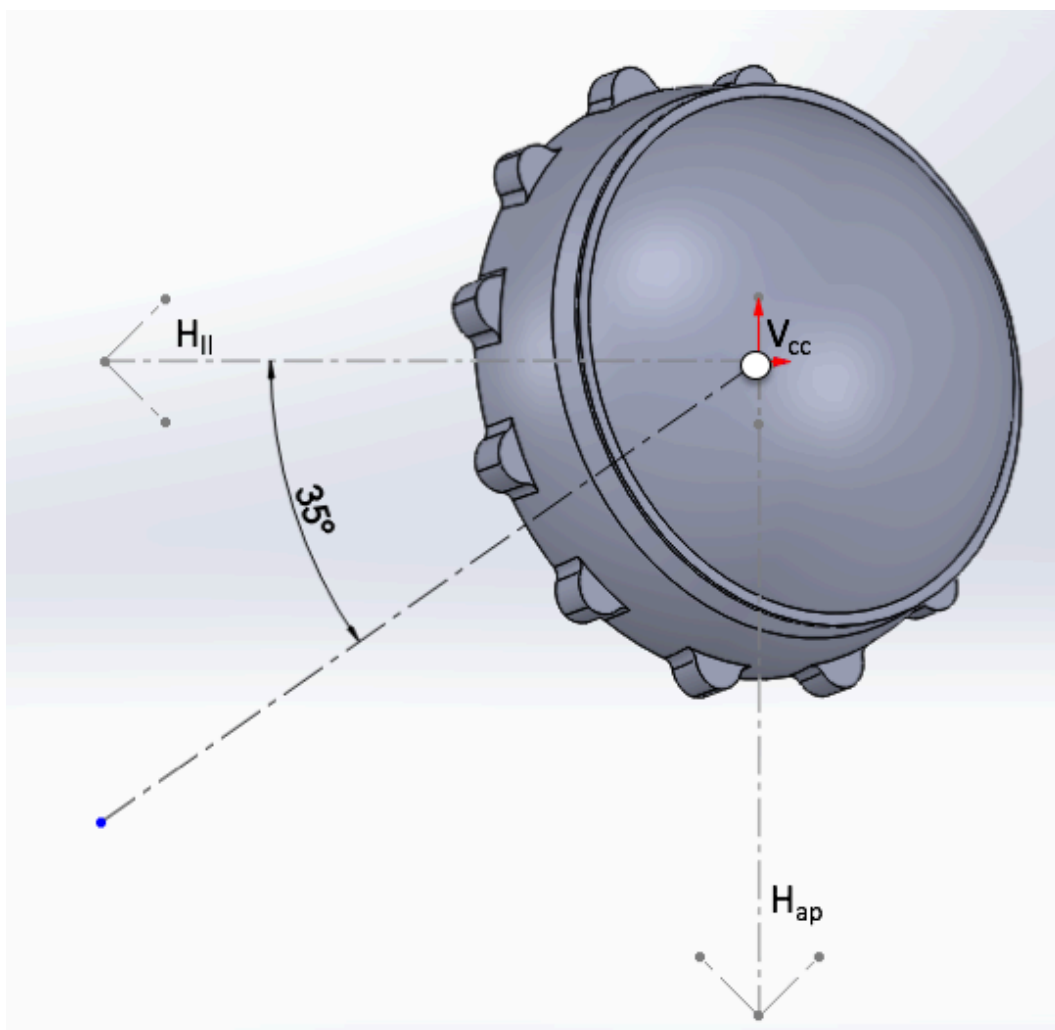


Fig. nº 20: Giro de 35° del inserto alrededor del eje craneocaudal (V_{cc}) visto desde el plano sagital

Por otro lado, la decisión del valor del ángulo en torno al eje craneocaudal está relacionado con la posición natural de acetábulo en la fosa cotiloidea del hueso pélvico. Pese a ello, y al igual que en el caso anterior, este ángulo se ha tomado como constante.

Sin embargo, en la misma metodología de modelización tridimensional, sería posible adecuarla a cualquier ángulo, medido sobre radiografía, en la planificación preoperatoria. De esta forma el cirujano podría disponer de los valores de riesgo de desgaste para varios ángulos, escogiendo el más adecuado.

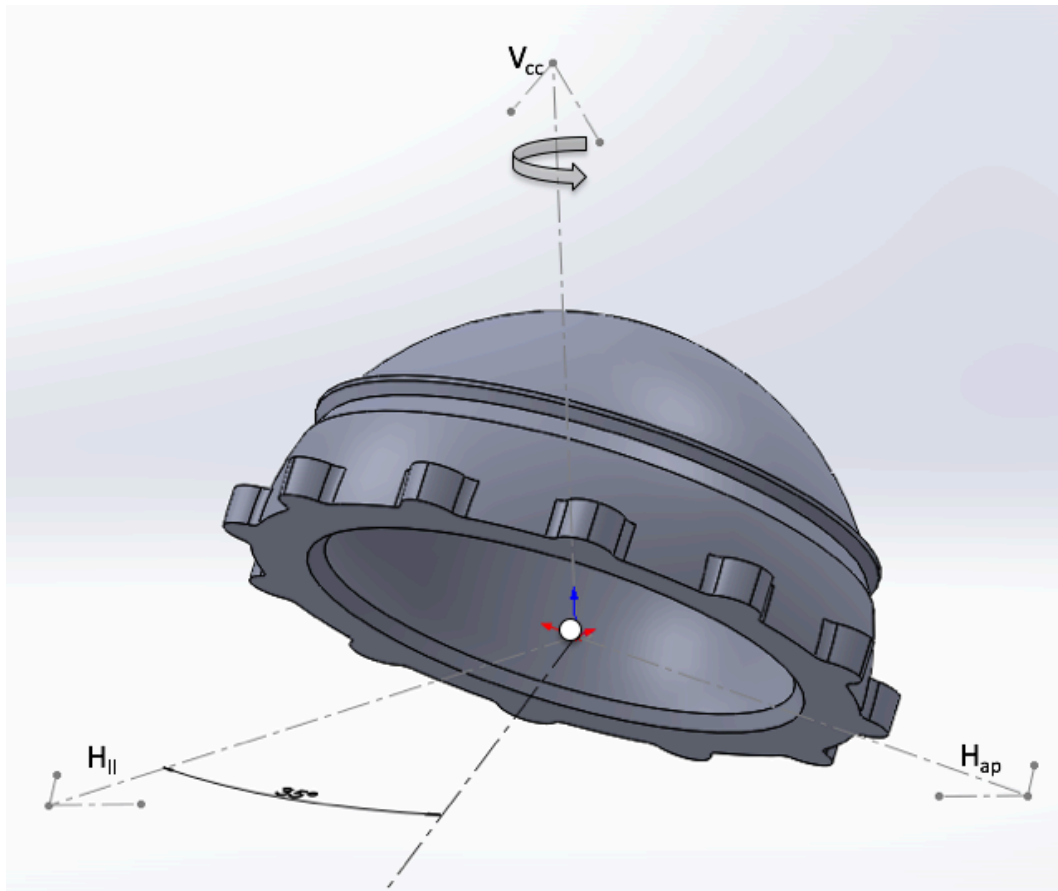


Fig. nº 21: Giro de 35° del inserto alrededor del eje craneocaudal (V_{cc}) visto en perspectiva

3.6. Reacción articular sobre el modelo

3.6.1. Cálculo de la Reacción Articular

Para el cálculo de la reacción articular (\mathbf{R}) se lleva a cabo el equilibrio estático de la cadera mediante la inclusión de los vectores que intervienen en dicho equilibrio. Además del peso corporal, lo más importante es considerar el vector del grupo muscular abductor anclado en la cresta del ilíaco y en el trocánter mayor del fémur.

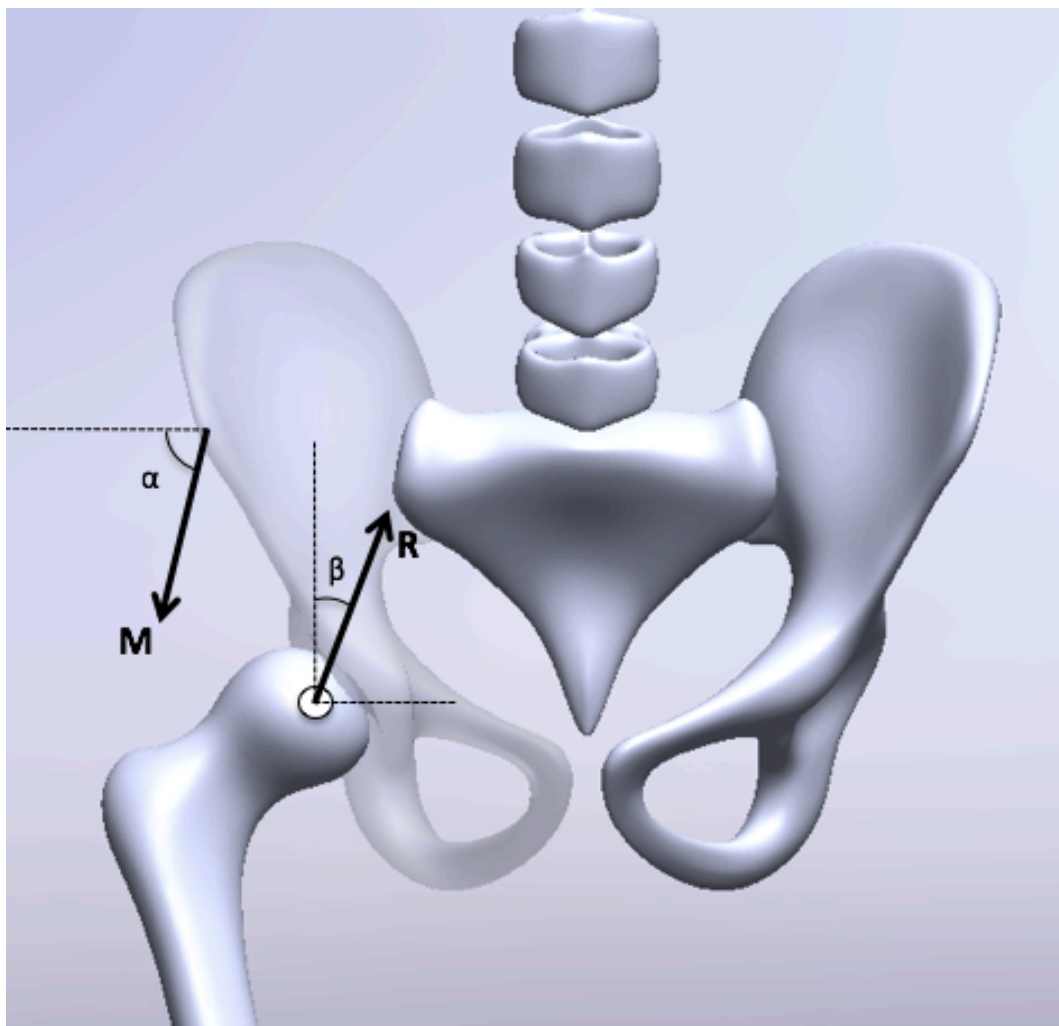


Fig. nº 22: Sistema de vectores del equilibrio de la articulación coxofemoral proyectado en el plano coronal

Como ya mostraron los modelos de Pauwels (Pauwels, 1976) o LeVeau (Le Veau et al., 1991), si realizamos un equilibrio de cuerpo libre sobre la articulación coxofemoral en la que se encuentren los vectores correspondientes al peso corporal (\mathbf{W}) y a la

tracción del glúteo medio (**M**), todos ellos con sus correspondientes distancias o brazos de palanca, se obtiene un sistema de ecuaciones de primer orden.

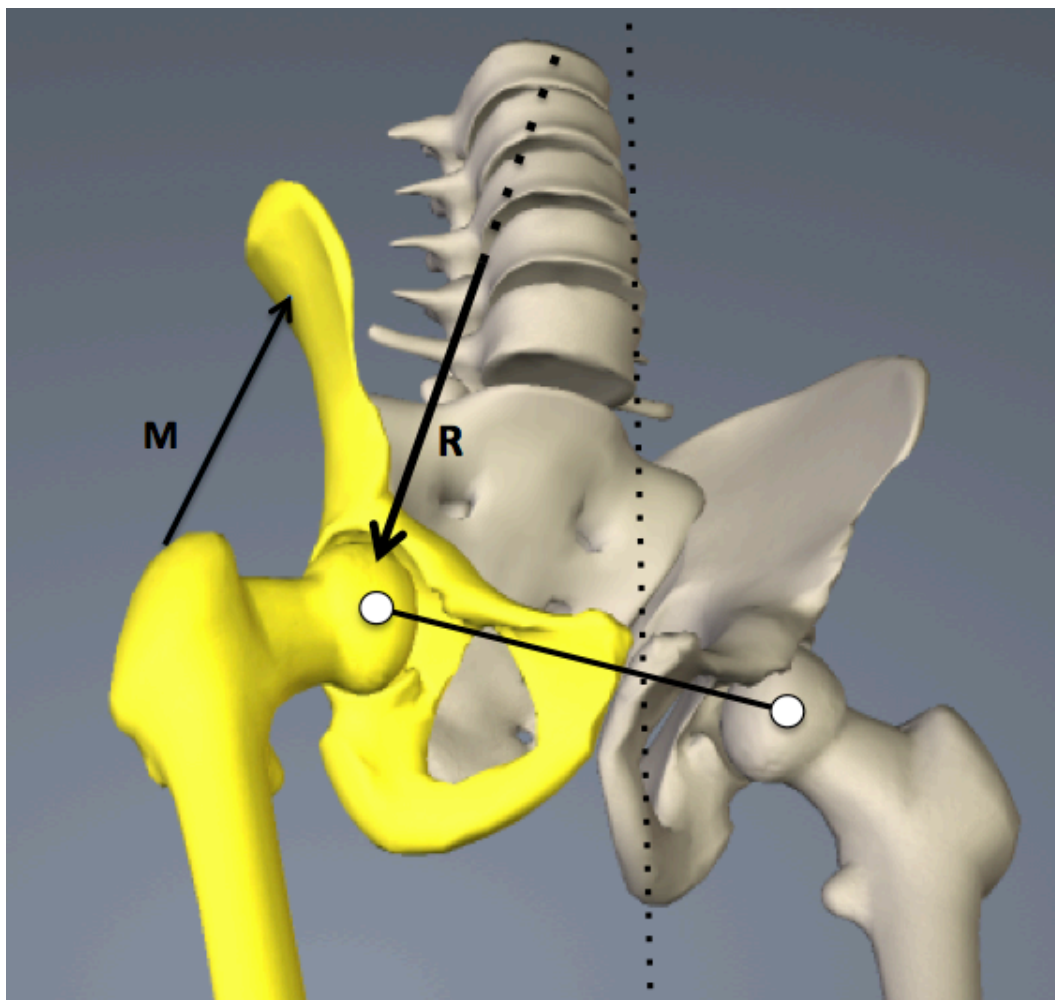


Fig. nº 23: Sistema de vectores del equilibrio de la articulación coxofemoral en perspectiva

La reducción realizada al proyectar las fuerzas sobre el plano coronal, que contiene a los ejes craneocaudal (V_{cc}) y laterolateral (H_{ll}), ignora conscientemente las fuerzas de inercia (cuyo origen se encuentran en las variaciones de velocidad en el momento de apoyo de talón en la marcha) al resultar dichas aceleraciones despreciables para el caso que nos ocupa.

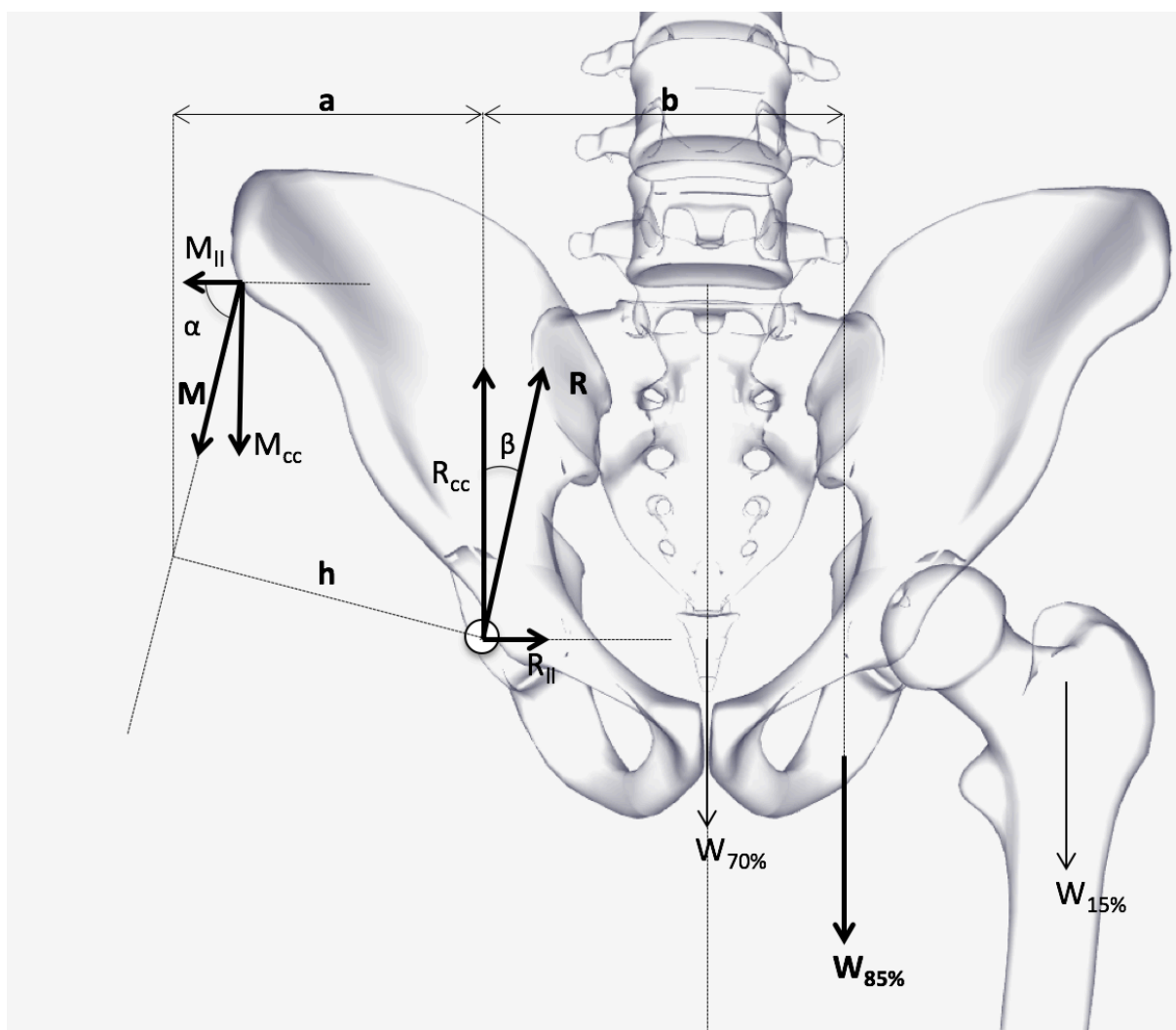


Fig. nº 24: Descomposición en el plano coronal de acciones sobre la articulación coxofemoral

Realizando en dicho plano el equilibrio estático de acciones mediante las tres ecuaciones de la estática tenemos:

$$\Sigma F_{II} = 0$$

$$-M_{II} + R_{II} = 0 \quad (e_4)$$

$$\Sigma F_{cc} = 0$$

$$-M_{cc} + R_{cc} - W_{85\%} = 0^{21} \quad (e_5)$$

²¹ Se entiende que estamos teniendo en cuenta en la monopdestación el peso completo del cuerpo a excepción del peso de la extremidad inferior (15 % aproximadamente del total) de apoyo en monopdestación.

$$\Sigma M_{ca} = 0$$

$$M_{cc}a - W_{85\%}b = 0 \quad (e_6)$$

Donde:

ΣF_{ll} es el sumatorio de fuerzas en el eje laterolateral

ΣF_{cc} es el sumatorio de fuerzas en el eje craneocaudal

ΣM_{ca} es el sumatorio de momentos con origen en el centro articular

M_{cc} es la componente vertical del vector M

M_{ll} es la componente horizontal del vector M

R_{cc} es la componente vertical del vector R

R_{ll} es la componente horizontal del vector R

$W_{85\%}$ es el 85% del peso corporal

Descomponiendo los vectores R y M sobre sus ejes obtenemos las relaciones siguientes:

$$M_{cc} = M \sin \alpha \quad (e_7)$$

$$M_{ll} = M \cos \alpha \quad (e_8)$$

$$R_{cc} = R \cos \beta \quad (e_9)$$

$$R_{ll} = R \sin \beta \quad (e_{10})$$

Hemos de señalar que la adopción de valores como $W_{70\%}$ para el peso del cuerpo a excepción de las extremidades inferiores y $W_{15\%}$ para el peso de una extremidad inferior en el caso en el que lo estamos estudiando constituyen aproximaciones (Simpson, Monk, Murray, & Gill, 2010, p. 479) referidas por la bibliografía (Bergmann et al., 2001; Nordin & Frankel, 2004).

Operando pues sobre e_4 , e_5 y e_6 con e_7 , e_8 , e_9 y e_{10} obtenemos las relaciones matemáticas con las que podemos tabular todas las combinaciones del vector de la reacción articular, que es preciso introducir en los modelos tridimensionales para su análisis por elementos finitos.

$$h = a \sin \alpha \quad (e_{11})$$

$$M = \frac{W_{85\%} b}{h} \quad (e_{12})$$

$$R = \frac{M \sin \alpha + W_{85\%}}{\cos \beta} \quad (e_{13})$$

$$\tan \beta = \frac{M \cos \alpha}{M \sin \alpha + W_{85\%}} \quad (e_{14})$$

En la siguiente tabla se muestran los valores adoptados por la Reacción coxofemoral en función de la variable Tipo de cadera, que incluye la morfología cérvico-diafisiaria y las deformidades de raquis.

	CT	EL	EM	Unidad
R	1.819,85	2.531,98	1.536,77	Newton
90°-β	77,99	76,02	79,28	grados

Tabla nº 4: Parámetros correspondientes a la morfología cérvico-diafisiaria de Cadera Normal

Como puede observar de la tabla anterior, se ha adoptado un valor de 80 kg para el peso corporal y un ángulo de 71° para el vector correspondiente al grupo muscular abductor, en su día calculado por Inman (Inman, 1947) y cuyo detalle y análisis fue posteriormente desarrollado (Gottschalk, Kourosh, & Leveau, 1989). Por otro lado, hemos fijado el valor de **a** en 68 mm en el caso de la cadera normal con posicionamiento centrado (**CT**), tomándolo este valor de Le Veau (Le Veau et al., 1991, p. 116) y el valor de **b** en 110 mm. Cualquiera de estos valores pueden obtenerse a partir del análisis radiográfico del paciente en los casos concretos de planificación preoperatoria.

Los valores adoptados para **EL** y **EM**, corresponden a las aproximaciones realizadas sobre los valores anteriores, tomados sobre una cadera normal de varón adulto de 46 años. A continuación se muestran las tablas para los valores de cadera Coxa Vara y Coxa Valga.

	CT	EL	EM	Unidad
R	1.772,53	2.406,92	1.517,88	Newton
90°-β	65,66	62,02	68,01	grados

Tabla nº 5: Parámetros correspondientes a la morfología cérvico-diafisiaria de cadera Coxa Vara

	CT	EL	EM	Unidad
R	2.199,11	3.563,87	1.771,38	Newton
90°-β	81,69	80,27	82,58	grados

Tabla nº 6: Parámetros correspondientes a la morfología cérvico-diafisiaria de cadera Coxa Valga

De igual forma, en las deformidades de raquis, se pueden obtener los valores de los parámetros, tanto en la escoliosis compensada (**SC**) como en la descompensada (**SD**). Hemos de tener en cuenta que los valores de la reacción articular varían entre la articulación alta y la articulación baja de ambos tipos de escoliosis.

	CT	EL	EM	Unidad
R	2.010,41	2.588,82	1.641,70	Newton
90°-β	80,02	78,90	81,15	grados

Tabla nº 7: Parámetros correspondientes a la articulación baja de la escoliosis descompensada (SDb)

	CT	EL	EM	Unidad
R	2.055,46	2.660,29	1.670,74	Newton
90°-β	74,43	72,73	76,15	grados

Tabla nº 8: Parámetros correspondientes a la articulación alta de la escoliosis descompensada (SDa)

	CT	EL	EM	Unidad
R	1.804,24	2.323,85	1.473,15	Newton
90°-β	80,60	79,34	81,86	grados

Tabla nº 9: Parámetros correspondientes a la articulación baja de la escoliosis compensada (SCb)

	CT	EL	EM	Unidad
R	1.840,22	2.383,08	1.495,27	Newton
90°-β	75,30	73,40	77,24	grados

Tabla nº 10: Parámetros correspondientes a la articulación alta de la escoliosis compensada (SCa)

Los valores marcados en negrita en todas las tablas corresponden a los parámetros clave de valor en módulo de la reacción articular **R** y del ángulo que forma con la horizontal (**90°-β**).

Teniendo en cuenta que el peso corporal escogido ha sido el de 80 kg, a la vista de los resultados del cálculo de la reacción articular, observamos que el valor de la reacción posee un valor entre 1,87 y 4,46 veces el valor del peso corporal del paciente. En la siguiente tabla se relacionan dichos valores:

	CT	EL	EM
Normal	2,27	3,17	1,92
CVr	2,22	3,01	1,90
CVg	2,75	4,46	2,21
SDb	2,51	3,23	2,05
SDa	2,57	3,33	2,09
SCb	2,26	2,90	1,84
SCa	2,30	2,98	1,87

Tabla nº 11: Relación entre R y W

3.6.2. Aplicación de la carga sobre el modelo tridimensional del inserto

La introducción de la reacción articular en el modelo tridimensional del inserto corresponde al paso previo al análisis por elementos finitos.

Para ello se definió un área de aplicación de la carga correspondiente al círculo (de acción de la carga articular) calculado por la teoría hertziana vista en la ecuación e_1 , que varía con el material y geometría de la cabeza femoral artificial.

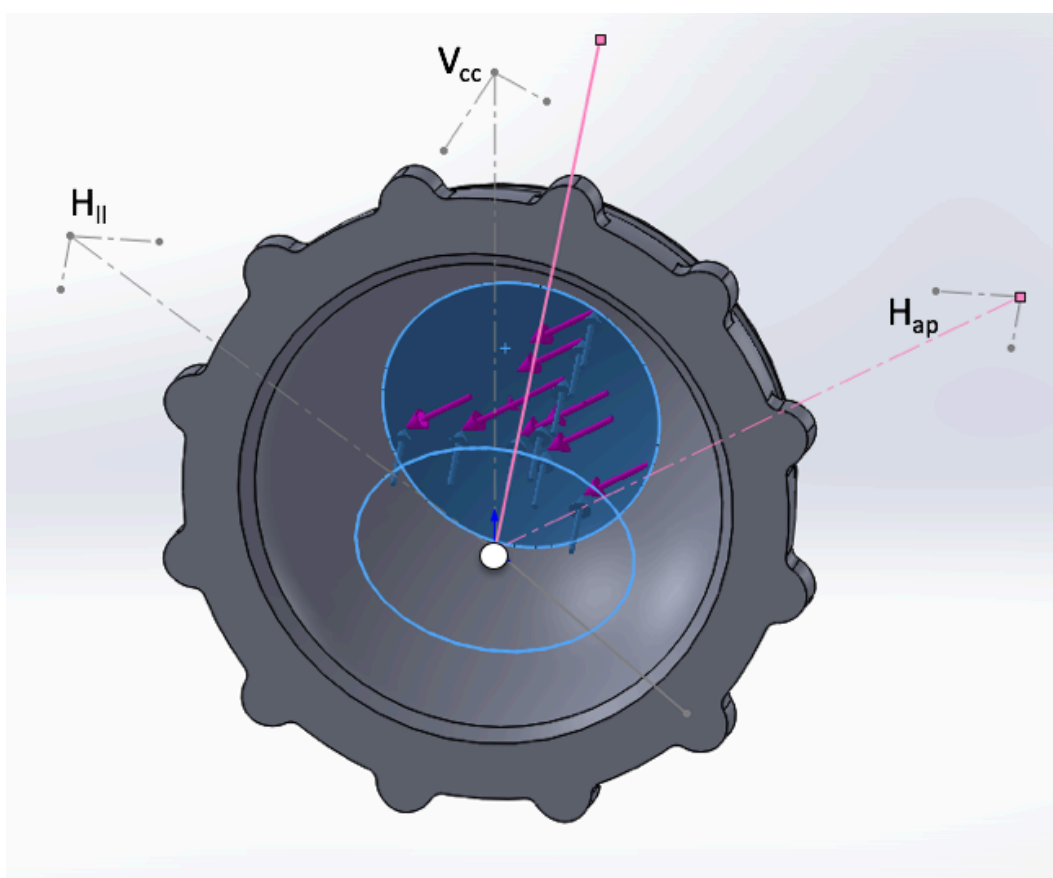


Fig. nº 25: Área de acción de la carga articular sobre el modelo tridimensional de inserto

A continuación se tabulan los valores de los parámetros que conducen al cálculo del valor del radio en los distintos casos, es decir, con material metálico (**CoCr**) con sus dos diámetros de cabeza femoral y de igual forma para el material cerámico (**ZrO₂**).

Parámetro	CrCo		ZrO ₂	
	32 mm	36 mm	32 mm	36 mm
Radio del círculo carga articular (r_{ca})	8,93 mm	9,67 mm	9,76 mm	10,57 mm

Tabla nº 12: Radio de círculo de incidencia de la carga articular

En cada modelo, según las dimensiones de la cabeza femoral y del espesor del inserto analizado, es preciso crear los planos y líneas sobre las que posteriormente se aplica la reacción articular antes calculada.

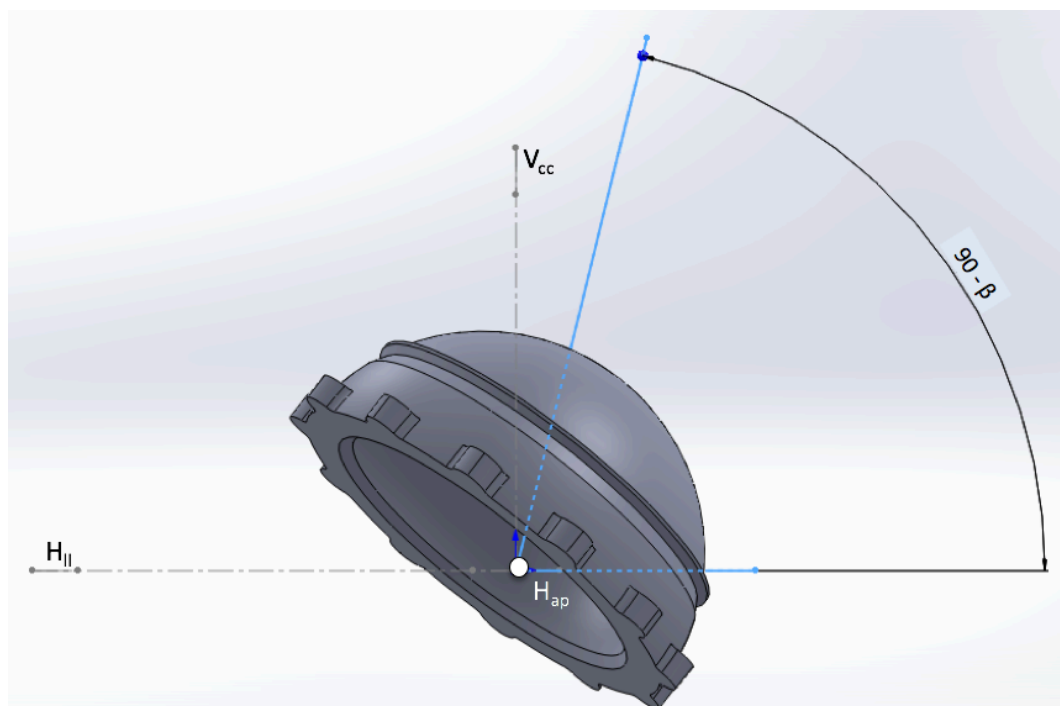


Fig. nº 26: Ángulo de inclinación ($90^\circ - \beta$) de la reacción articular R proyectado sobre el plano frontal

Dado que analizamos la carga en monopdestación, la cadera sobre la que estamos trabajando se encuentra adelantada respecto del plano coronal un ángulo λ cuyo valor depende de la amplitud del paso del paciente.

Finalmente, teniendo en cuenta todos los parámetros geométricos antes descritos, la carga articular se aplica sobre el modelo repartiéndose en el área marcada correspondiente al círculo de acción de dicha carga y que viene determinada por la dimensión de la cabeza femoral protésica y por el material de dicha cabeza.

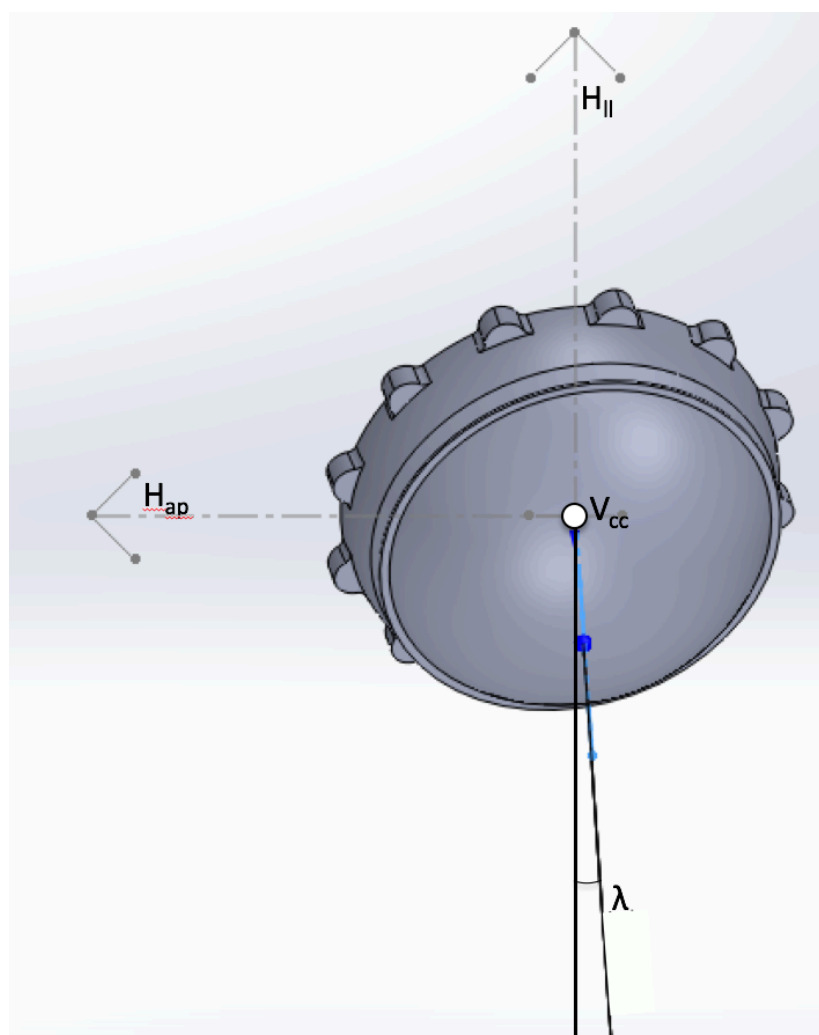


Fig. nº 27: Ángulo de inclinación λ de la reacción articular R proyectado sobre el plano horizontal

En las simulaciones se introdujeron valores con y sin fuerza de fricción, para comprobar las diferencias entre ambos resultados. Se comprobó que la variación entre ellos era de entre un 0,44% y un 2 %.

Parámetro	CrCo / UHMWPE		ZrO ₂ / UHMWPE	
	32 mm	36 mm	32 mm	36 mm
Coefficiente de fricción (μ)	0,133	0,14	0,096	0,085

Tabla nº 13: Coeficiente de fricción del par de meta/UHMWPE y cerámica/UHMWPE

Los valores del coeficiente de fricción introducidos corresponden a los valores mostrados en la tabla anterior y están basados en aproximaciones realizadas sobre datos experimentales en simuladores de cadera (Bishop, Hothan, & Morlock, 2013, p. 810; Farhoudi et al., 2015, p. 980).

En ensayos realizados (Urriolagoitia-Calderon et al., 2008, p. 102) tipo “Perno sobre Disco” (*Pin on Disk*) concluyen que el aumento del valor de la reacción varían el coeficiente de fricción.

3.7. Significación biomecánica de tensiones y deformaciones

3.7.1. Tensión de Von Mises

La Tensión de Von Mises es un parámetro que mide o determina la máxima resistencia en materiales dúctiles.

Se calcula a partir de las tensiones principales en cada punto a través de la siguiente expresión:

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2}{2}} \quad (\text{e15})$$

Teniendo la condición siguiente como punto de rotura:

$$\sigma_{VM} \geq \sigma_{\text{límite}} \quad (\text{e16})$$

Donde:

- σ_{VM} es la Tensión de Von Mises, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- σ_1 es la tensión según la dirección principal 1, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- σ_2 es la tensión según la dirección principal 2, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- σ_3 es la tensión según la dirección principal 3, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- $\sigma_{\text{límite}}$ es la tensión límite que puede coincidir con el límite elástico del material, con el límite de tracción, límite de rotura o un límite impuesto de forma específica, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)

Dado que en este trabajo está orientado a determinar un orden de magnitud del riesgo de desgaste hemos preferido no hacer una traducción exacta desde el mundo de la ingeniería mecánica de materiales y obviar el concepto de factor de seguridad que sería una aproximación muy burda a la determinación del mencionado riesgo.

3.7.2. Intensidad de Tensión

La Intensidad de Tensión, al igual que la Tensión de Von Mises es un parámetro que mide o determina la máxima resistencia, pero desde un punto de vista de su tensión tangencial máxima.

Se calcula a partir de las siguientes expresiones que marcan condiciones excluyentes:

$$|\sigma_2 - \sigma_3| \geq \sigma_{le} \quad (\mathbf{e17})$$

$$|\sigma_3 - \sigma_1| \geq \sigma_{le} \quad (\mathbf{e18})$$

$$|\sigma_1 - \sigma_2| \geq \sigma_{le} \quad (\mathbf{e19})$$

Donde:

- σ_1 es la primera tensión principal, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- σ_2 es la segunda tensión principal, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- σ_3 es la tercera tensión principal, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)
- σ_l es la tensión de límite elástico del material, en Pa (N/m²) o MPa (N/mm²)

El valor de la Intensidad de Tensión, aunque muy importante también, goza de menor precisión que la Tensión de Von Mises, hecho por el cual en la salida de resultados ha quedado relegado a un segundo plano.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

4. RESULTADOS

4.1. Introducción a los Resultados

Como se indicó en el Capítulo 3, correspondiente a la metodología empleada, el número de tipologías diferentes de los pares de fricción entre cabeza femoral protésica y acetábulo artificial es amplio y contiene una variedad elevada de resultados, en función del tipo de fijación, posición que ocupa el centro articular, material y diámetro de la cabeza femoral, espesor del inserto de UHMWPE, morfología cérvico-diafisiaria (Coxa Vara-Valga) y alteración de raquis.

Si contabilizamos la salida de resultados de todas las simulaciones realizadas (1.008) en base a las distintas combinaciones y, teniendo en cuenta que de cada simulación se han extraído valores de tensión de Von Mises y de Intensidad de Tensión, Energía Total de Deformación y Densidad de Energía de Deformación, el número total de datos extraídos alcanza los 4.032.

Con el objetivo de dar una visión de conjunto desde el punto de vista estadístico, pero a la vez poder contemplar de forma particularizada los resultados de cada parámetro y variable analizadas, se plantea a continuación los resultados de las dos variables dependientes analizadas, tanto la Tensión de Von Mises como la Intensidad de Tensión, dando prioridad a la primera, por cuanto los resultados de la segunda son un reflejo levemente aumentado de la primera, como ya se dijo en el apartado 3.6.2. Por otro lado la mayor fiabilidad del criterio de Von Mises con respecto a la Intensidad de Tensión es una cuestión ampliamente tratada en la bibliografía de la ingeniería de materiales.

Además la exposición de los resultados de este capítulo se ha centrado en los valores de tensión con fuerza de fricción (en el que se ha aplicado fuerza de fricción además de la reacción articular correspondiente), tal y como fueron definidos en el apartado de metodología, al ser esta forma más acorde con la realidad del funcionamiento del par de fricción.

La aproximación entre los valores de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción poseen una relación estadística muy alta ($R^2 = 0,966$), tal y como puede verse en la imagen siguiente. La razón de dicha aproximación estriba en que los valores con y sin fuerza de fricción están muy próximos entre sí y condicionados por una Reacción de carga articular (**R**) en monopedestación. Sería lógico pensar que si trabajáramos con posiciones y giros extremos de la articulación coxofemoral donde la **R** fuera mucho más alta, ello nos llevaría a valores más dispares entre la Tensión de Von Mises con fuerza de fricción y sin ella.

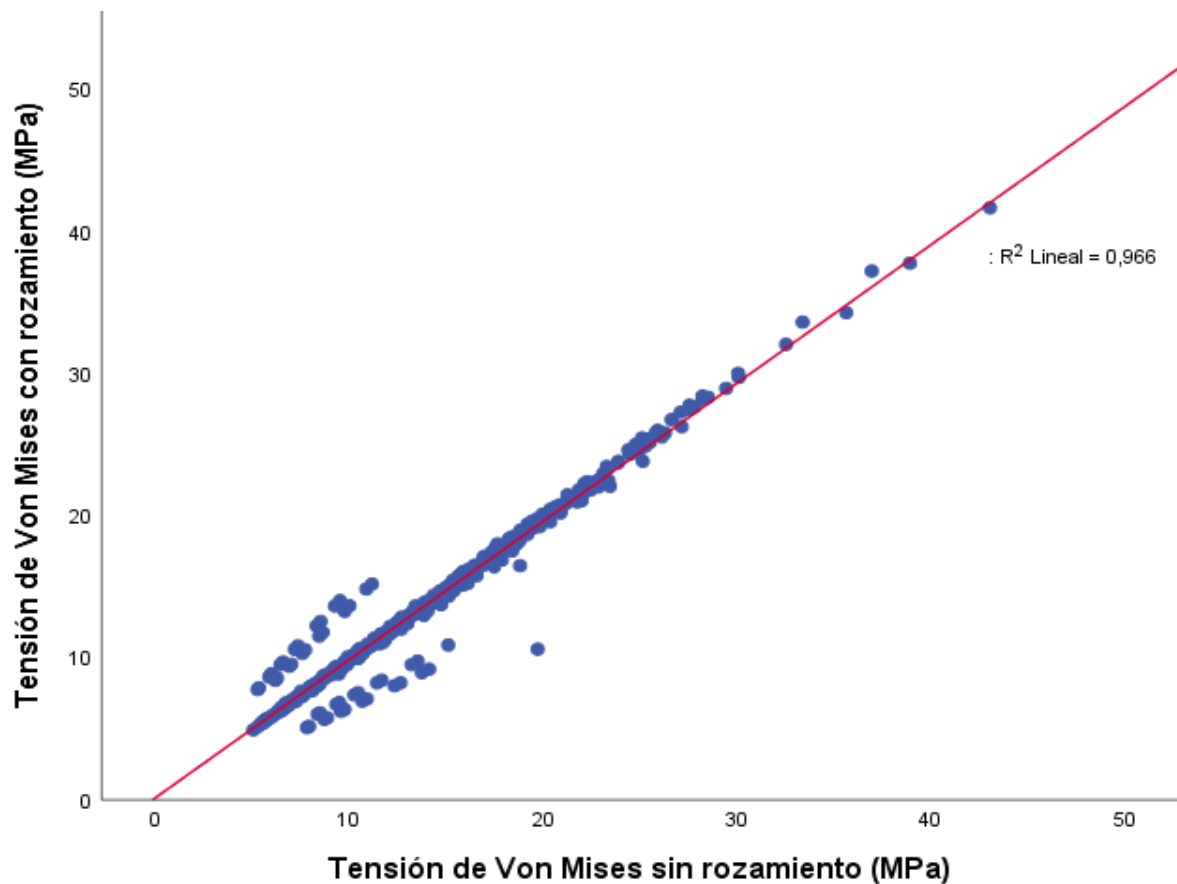


Fig. nº 28: Relación entre Tensión de Von Mises con y sin fuerza de fricción

De cara a que fueran consultables valores de Tensión de Von Mises con y sin fuerza de fricción, se han incluido las gráficas de ambos en el anexo, donde se encuentran las comparativas de todas las combinaciones realizadas. En dichas gráficas se puede comprobar la leve distancia que existe, porcentualmente hablando, entre ambas

modelizaciones del par. En el apartado dónde se explicaba la aplicación de la reacción articular se expuso que la diferencia entre ambos valores va desde el 0,4 % al 2%.

Por otro lado la relación entre la Tensión de Von Mises y la Intensidad de Tensión guardan una relación aun más estrecha ($R^2 = 0,999$), dando idea del grado de linealidad en la regresión aplicada sobre ambas variables de medida continua.

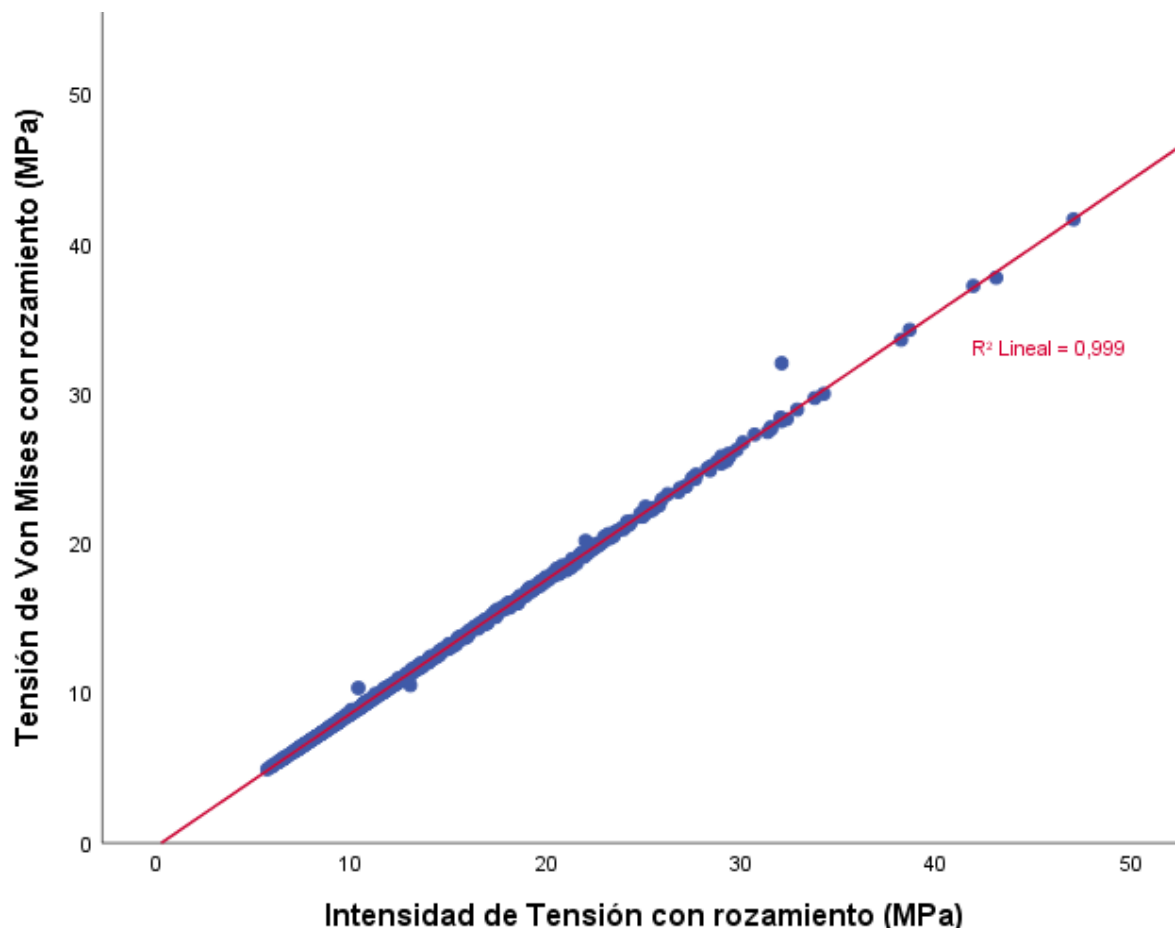


Fig. nº 29: Relación entre Tensión de Von Mises con fricción y la Intensidad de Tensión con fuerza de fricción

Finalmente hay que indicar que, en este apartado, se ha llevado a cabo un estudio estadístico, sobre las 504 muestras de simulaciones con fuerza de fricción mediante un programa informático²² específico del ámbito de la estadística.

²² Se ha trabajado con la versión 25 del IBM SPSS Statistics, que ha facilitado análisis de comparación de medias y regresión múltiple lineal sobre los datos extraídos del programa de cálculo por elementos finitos.

Se han extraído distintos valores estadísticos y se han realizado análisis por regresión múltiple lineal sobre las variables dependientes y posteriormente se han construido sus correspondientes ecuaciones de regresión para el análisis de los “p-valor” sobre las test de hipótesis de significación estadística.

Dado que en el conjunto general de valores de tensión de Von Mises e Intensidad de Tensión, como ya se ha podido comprobar más arriba, el valor de las tensiones con y sin fuerza de rozamiento es muy similar, se ha preferido trabajar con las primeras (aquellas que incluyen la fuerza de fricción), por considerarse más aproximados a la realidad física del comportamiento biotribológico de la articulación coxofemoral.

Por otro lado, se han realizado análisis de regresión múltiple lineal sobre tres tipos de muestreo diferentes, considerando metodologías de análisis paramétricos, soportado esto en la existencia de distribución normal en las variables, entre otras condiciones.

El primer análisis, de carácter general, incluye todos los valores de tensión de Von Mises con rozamiento y que, a su vez, contempla todos los valores del parámetro de Tipo de Cadera.

El segundo contempla únicamente los valores de tensión de Von Mises con fuerza de fricción sobre los valores de Coxa Valga y Vara de la variable Tipo de Cadera, es decir, circunscribiendo el análisis a la morfología cérvico-diafisiaria.

El último centra el estudio los valores de tensión de Von Mises con fuerza de fricción correspondientes a las deformidades de raquis únicamente.

Finalmente y como marco de definición de las distintas variables, a continuación se definen y describen éstas. Como puede comprobarse, dichas variables se corresponden con los mismos parámetros que hemos definido con anterioridad en el Capítulo 3 de Metodología.

- **Tipo de Fijación**, variable cualitativa alfanumérica independiente que corresponde a los valores de fijación cementada y no cementada.
- **Posicionamiento del Centro Articular**, variable cualitativa alfanumérica independiente que corresponde a los valores Centrado (CT), Elevado Lateralizado (EL) y elevado Medializado (EM). En las tablas y gráficos a esta variable se la ha denominado PCA.
- **Material de la cabeza femoral protésica**, variable cualitativa alfanumérica independiente que puede adoptar los valores de material metálico (CoCr) y material cerámico (ZrO_2).
- **Diámetro de la cabeza femoral protésica**, variable cualitativa alfanumérica independiente que puede adoptar los valores de diámetro de cabeza protésica de 32 mm y de 36 mm.
- **Espesor del inserto**, variable cualitativa alfanumérica independiente que puede adoptar los valores de espesor de: 5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm.
- **Tipo de cadera**, variable cualitativa alfanumérica independiente que puede adoptar los valores Normal (N), Coxa Valga (CVg) y Coxa Vara (CVr) en el caso de la morfología cérvico-diafisiaria y SCa, SCb, SDa, SDb en el caso de escoliosis compensada y descompensada respectivamente.
- **Tensión de Von Mises**, variable cuantitativa numérica de escala continua y dependiente con unidades en Pa (N/m^2) o MPa (N/mm^2).
- **Intensidad de Tensión**, variable cuantitativa numérica de escala continua y dependiente con unidades en Pa (N/m^2) o MPa (N/mm^2).
- **Densidad de Energía de Deformación**, variable cuantitativa numérica de escala continua y dependiente con unidades en Nm/m^3 .

- **Energía Total de Deformación**, variable cuantitativa numérica de escala continua y dependiente con unidades en Nm.

4.2. Análisis estadísticos por regresión múltiple lineal

En este apartado se analizan estadísticamente tres tipos de muestreo. Por una parte aquel que contempla todos los datos, es decir, sin aislar valores concretos de la variable “Tipo de fijación”.

Por otro lado, se ha incluido un muestreo en el que se aíslan, en la variable el “Tipo de fijación”, únicamente los valores de cadera Coxa Vara y Coxa Valga, de manera que puedan ser correlacionados de forma independiente a los correspondientes a las deformidades de raquis.

Finalmente se estudian los valores de tensión de Von Mises con fricción para el tipo de cadera que engloba des deformidades de raquis.

De esta forma podemos tener una visión muy general y otras dos más particulares de la influencia de la tensión de Von Mises en el riesgo de desgaste. En cualquier caso, los demás parámetros (variables) del estudio siempre permanecen, lo cual nos aporta una comparativa entre todos los tipos de muestreo realizados.

4.2.1. Análisis general del Tipo de Cadera

En este tipo de análisis estadístico se conservan todos los valores de la variable “Tipo de Cadera”, tanto la cadera Normal, como las dos tipologías de morfología cérvico-diafisiaria así como las 4 opciones estudiadas de deformidades de raquis.

De cara a comprobar la influencia de la fijación en los valores adquiridos por la Tensión de Von Mises, así como su significación estadística²³ sobre la hipótesis nula (H_0), a continuación se tabula²⁴ dicho análisis, mediante un cálculo por regresión múltiple lineal.

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar de la estimación
Tipo de Fijación	0,668 ^a	0,446	0,445	4,5468393101

a. Predictores: (Constante), Fijación

Tabla nº 14. Resumen del Tipo de Fijación sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tipo de Fijación	Regresión	8.346,430	1	8.346,430	403,721	0,000 ^a
	Residuo	10.378,221	502	20,674		
	Total	18.724,651	503			

a. Predictores: (Constante), Fijación

Tabla nº 15. Análisis ANOVA del Tipo de Fijación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con fricción

Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes estandarizados		Sig.	95.0% intervalo de confianza para B	
		B	Desv. Error	Beta	t		Límite inferior	Límite superior
Tipo de Fijación	(Constante)	0,737	0,640		1,151	0,250	-0,521	1,996
	Fijación	8,139	0,405	0,668	20,093	0,000	7,343	8,935

Tabla nº 16. Coeficientes del Tipo de Fijación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con fricción

²³ Para los distintos análisis estadísticos han sido empleados criterios inferencia sobre valores centrales de población atendiendo a la significación estadística de las variables (Tipo de fijación, Posicionamiento del Centro Articular, Material, etc.).

²⁴ Para cada análisis estadístico por regresión múltiple lineal se han representado además de los valores resumen de los análisis, los coeficientes de correlación estadística y los valores de probabilidad factual de la hipótesis nula “ H_0 ” y de la hipótesis alternativa “ H_1 ”. Además se tabulan análisis paramétricos ANOVA de cada parámetro y sus variables dependientes.

Por tanto, con un $R^2 = 0,445$ y un p-valor $< 0,0001$ tenemos una fuerte relación entre el **Tipo de Cadera** y la Tensión de Von Mises, y por ende, sobre el riesgo de desgaste articular en el inserto.

En la siguiente tabla se han analizado los distintos parámetros contra la variable independiente (Tensión de Von Mises), esta vez omitiendo el tipo de fijación.

	B	Desv. Error	Beta	t	Sig.	Límites inf. y sup.
(Constante)	41,537	4,427		9,382	0,000	32,838 50,235
PCA	-1,056	0,306	-0,141	-3,457	0,001	-1,656 -0,456
Material cabeza	-1,491	0,499	-0,122	-2,989	0,003	-2,471 -0,511
Diámetro acetabular	-0,559	0,125	-0,183	-4,481	0,000	-0,804 -0,314
Espesor	-2,294	0,306	-0,307	-7,509	0,000	-2,894 -1,694
Tipo Cadera	-0,163	0,125	-0,053	-1,305	0,192	-0,408 0,082

Tabla nº 17. Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises sin Tipo de Fijación

Como puede comprobarse, en este análisis tanto la variable **Diámetro de la cabeza** como la variable **Espesor** se encuentran con un p-valor $< 0,01$, mientras que **Posicionamiento del Centro Articular (PCA)** y **Material de cabeza protésica** están por encima de dicho valor, sin que ello implique falta de significancia estadística o influencia sobre la Tensión de Von Mises²⁵.

Sin embargo, el dato alcanzado por la variable **Tipo de Cadera** ($p = 0,192$) indica poca relación²⁶ de esta variable con respecto a la variable dependiente de la Tensión de Von Mises.

Por otro lado, como veremos en el apartado siguiente, en un análisis de la subvariable correspondiente a la morfología cérvico-diafisiaria dentro de la variable **Tipo de**

²⁵ El p-valor del PCA se encuentra en la franja por debajo del 1% (p -valor = 0,001) y el Material de la cabeza protésica también (p -valor= 0,003). Incluso con la regla del 1% (conservadora por otra parte en los análisis estadísticos) dichos valores aportan una clara significación a su relación con la variable dependiente, objeto del análisis.

²⁶ El p-valor del tipo de Cadera, una variable que cuenta con 7 valores diferentes, adopta un valor claramente por encima del 5% de probabilidad (19,2%) lo cual nos indica que en el conjunto de los valores de Tensión de Von Mises, ya sea con Fijación cementada o no cementada, su significación estadística se diluye considerablemente. Como veremos más adelante, al aislar la morfología cérvico-diafisiaria de las deformidades de raquis, el análisis paramétrico de ANOVA, arrojará una significación estadística que ahora no tenemos.

Cadera, la relación de esta con la tensión de Von Mises, no sólo no está tan diluida, sino que tiene una significación relevante en el conjunto.

Para concluir este apartado examinaremos las ecuaciones de coeficientes del conjunto de variables sin tener en cuenta el tipo de Fijación.

La ecuación **e₂₀** de regresión para coeficientes no estandarizados describe la influencia de las todas las variables a excepción del **Tipo de Fijación** en el valor de la Tensión de Von Mises.

$$\hat{Y} = 41,537 - 1,056 X_1 - 1,491 X_2 - 0,559 X_3 - 2,294 X_4 - 0,163 X_5 \quad (\mathbf{e_{20}})$$

Donde:

Y	Tensión de Von Mises
X ₁	Posicionamiento del Centro Articular
X ₂	Material de la cabeza femoral protésica
X ₃	Diámetro de la cabeza femoral protésica
X ₄	Espesor de la pared del inserto
X ₅	Tipo de cadera

En la ecuación **e₂₀** se puede comprobar que el coeficiente con más relevancia es el correspondiente a la variable **Espesor del inserto**, mientras que el que representa al tipo de cadera es el que menos afecta a dicha ecuación. Desarrollando la ecuación de los coeficientes estandarizados a partir de los resultados calculados tenemos la ecuación **e₂₁**.

$$\hat{Z} = -0,141 Z_1 - 0,122 Z_2 - 0,183 Z_3 - 0,307 Z_4 - 0,053 Z_5 \quad (\mathbf{e_{21}})$$

Donde:

Z	Tensión de Von Mises
Z ₁	Posicionamiento del Centro Articular
Z ₂	Material de la cabeza femoral protésica
Z ₃	Diámetro de la cabeza femoral protésica
Z ₄	Espesor de la pared del inserto
Z ₅	Tipo de cadera

Los valores de significación estadística “t” vuelven a remarcar la variable **Espesor** ($t = -7,509$) como la más relevante seguida del **Diámetro** ($t = -4,481$), **Posicionamiento del Centro Articular** ($t = -3,457$) y **Material de la cabeza femoral** ($t = -2,989$). Al final y como menos relevante vuelve a aparecer la variable **Tipo de Cadera** ($t = -1,305$) con la menor significación estadística.

Haciendo el análisis de regresión múltiple lineal pero esta vez incluyendo a la variable **Tipo de Fijación** dentro de las estudiadas en el análisis, obtenemos la tabla siguiente:

	B	Desv. Error	Beta	t	Sig.	Límites inf. y sup.
(Constante)	29,328	3,067		9,563	0,000	23,303 35,354
Fijación	8,139	0,341	0,668	23,884	0,000	7,469 8,808
PCA	-1,056	0,209	-0,141	-5,061	0,000	-1,466 -0,646
Material cabeza	-1,491	0,341	-0,122	-4,376	0,000	-2,161 -0,822
Diámetro acetabular	-0,559	0,085	-0,183	-6,561	0,000	-0,726 -0,392
Espesor	-2,294	0,209	-0,307	-10,993	0,000	-2,704 -1,884
Tipo Cadera	-0,163	0,085	-0,053	-1,911	0,057	-0,330 0,005

Tabla nº 18. Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión VM con Tipo de Fijación

Extrayendo la ecuación e_{22} de regresión de coeficientes no estandarizados tenemos:

$$\hat{Y} = 29,328 - 8,139 X_1 - 1,056 X_2 - 1,491 X_3 - 0,559 X_4 - 2,294 X_5 - 0,163 X_6 \quad (e_{22})$$

Donde:

Y	Tensión de Von Mises
X ₁	Tipo de Fijación
X ₂	Posicionamiento del Centro Articular
X ₃	Material de la cabeza femoral protésica
X ₄	Diámetro de la cabeza femoral protésica
X ₅	Espesor de la pared del inserto
X ₆	Tipo de cadera

Y la ecuación de regresión de coeficientes estandarizados resultaría de la siguiente forma:

$$\hat{Z} = -0,668 Z_1 - 0,141 Z_2 - 0,122 Z_3 - 0,183 Z_4 - 0,307 Z_5 - 0,053 Z_6 \quad (\mathbf{e_{23}})$$

Donde:

Z	Tensión de Von Mises
Z ₁	Tipo de Fijación
Z ₂	Posicionamiento del Centro Articular
Z ₃	Material de la cabeza femoral protésica
Z ₄	Diámetro de la cabeza femoral protésica
Z ₅	Espesor de la pared del inserto de UHMWPE
Z ₆	Tipo de cadera

Tanto las ecuaciones **e₁₇** como **e₁₈** muestran la poca relevancia que la variable **Tipo de Fijación** tiene sobre el conjunto de población de Tensión de Von Mises. Como puede deducirse de la tabla anterior todos los p-valor de las variables son inferiores a 0,01 a excepción del correspondiente a la variable **Tipo de Cadera** que se sitúa por encima del 5 % (p = 0,057). Destaca de nuevo la significación estadística de la variable **Tipo de Fijación** (t = 23,884) y **Espesor del inserto** (t = -10,993). Finalmente, si se representa gráficamente las medias de la Tensión de Von Mises contra la variable Posicionamiento del Centro Articular, en esta casuística obtenemos:

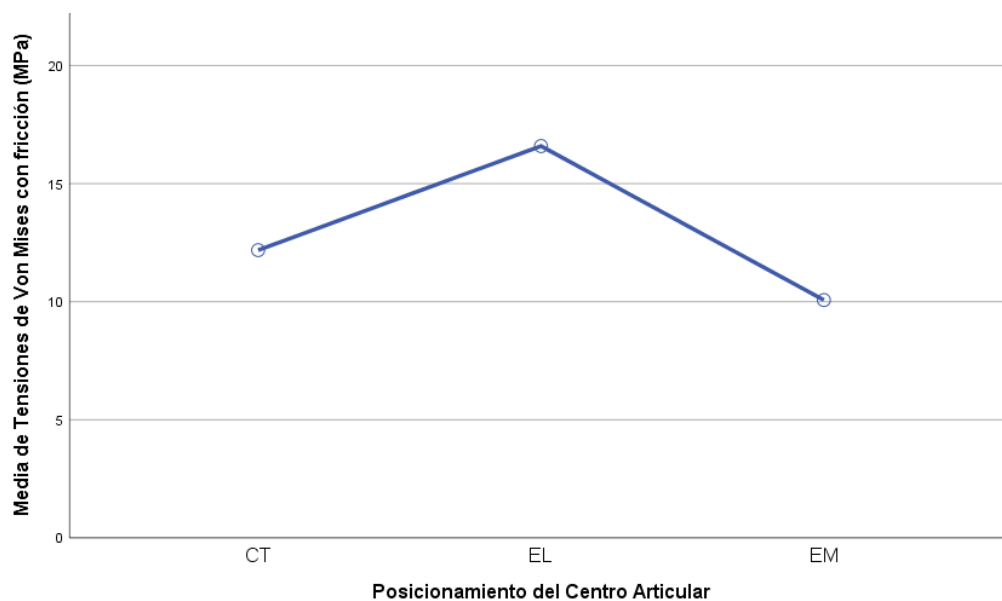


Fig. nº 30: Tensión de VM con fricción y Posicionamiento del Centro Articular

4.2.2. Análisis de la morfología cérvico-diafisiaria

En este tipo de análisis estadístico se han aislado los valores de morfología cérvico-diafisiaria del resto de valores integrados en la variable “Tipo de Cadera”.

A continuación se tabulan dichos análisis:

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar de la estimación
Tipo de Cadera	0,764 ^a	0,583	0,565	4,6517314349

a. Predictores: Todos

Tabla nº 19. Resumen sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tipo de Cadera	Regresión	4.117,827	1	686,304	31,717	0,000 ^a
	Residuo	2.942,850	136	21,639		
	Total	7.060,677	142			

a. Predictores: Todos

Tabla nº 20. Análisis ANOVA de todas las variables sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción

Por tanto, con un $R^2 = 0,583$ y un p-valor $< 0,0001$, comprobamos como existe una estrecha relación entre el **Tipo de Cadera** y el riesgo de desgaste en el inserto.

En la siguiente tabla se han analizado los distintos parámetros contra la variable independiente (Tensión de Von Mises).

	B	Desv. Error	Beta	t	Sig.	Límites inf. y sup.
(Constante)	17,066	7,200		2,370	0,019	2,827 31,306
Tipo de Fijación	8,520	0,778	0,606	10,950	0,000	6,981 10,059
PCA	-1,040	0,477	-0,121	-2,178	0,031	-1,984 -0,096
Material cabeza	-1,664	0,778	-0,118	-2,138	0,034	-3,202 -0,125
Diámetro acetabular	-0,501	0,195	-0,143	-2,575	0,011	-0,886 -0,116
Espesor	-2,406	0,475	-0,281	-5,068	0,000	-3,345 -1,467
Tipo Cadera	4,187	0,778	0,298	5,381	0,000	2,6497 5,726

Tabla nº 21. Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con rozamiento

En este análisis tanto la variables **Espesor**, **Tipo de Cadera** y **Tipo de Fijación** tienen un $p\text{-valor} < 0,01$, mientras que las variables **Diámetro de la cabeza** y **Posicionamiento del Centro Articular** (PCA) poseen un $p\text{-valor} < 0,05$.

La única variable que tiene un próximo al 5% es la variable **Posicionamiento del Centro Articular**.

A continuación examinaremos las ecuaciones de coeficientes del conjunto de variables sin tener en cuenta el tipo de Fijación.

$$\hat{Y} = 17,066 - 8,520 X_1 - 1,040 X_2 - 1,664 X_3 - 0,501 X_4 - 2,406 X_5 - 4,187 X_6 \quad (\mathbf{e24})$$

Donde:

Y	Tensión de Von Mises
X ₁	Tipo de Fijación
X ₂	Posicionamiento del Centro Articular
X ₃	Material de la cabeza femoral protésica
X ₄	Diámetro de la cabeza femoral protésica
X ₅	Espesor de la pared del inserto
X ₆	Tipo de cadera

Y la ecuación de regresión de coeficientes estandarizados resultaría de la siguiente forma:

$$\hat{Z} = -0,606 Z_1 - 0,121 Z_2 - 0,118 Z_3 - 0,143 Z_4 - 0,281 Z_5 + 0,298 Z_6 \quad (\mathbf{e25})$$

Donde:

Z	Tensión de Von Mises
Z ₁	Tipo de Fijación
Z ₂	Posicionamiento del Centro Articular
Z ₃	Material de la cabeza femoral protésica
Z ₄	Diámetro de la cabeza femoral protésica
Z ₅	Espesor de la pared del inserto de UHMWPE
Z ₆	Tipo de cadera

Los valores de significación estadística “t” señalan especialmente a la variable **Tipo de Fijación** ($t = 10,950$) como la más relevante seguida de las variables **Tipo de Cadera** ($t = 5,381$), **Espesor** ($t = -5,068$), **Diámetro** ($t = -2,575$), **Posicionamiento del Centro Articular** ($t = -2,178$) y por último la variable **Material de la cabeza femoral** ($t = -2,138$). Es significativo como, al aislar la tipología de morfología cérico-diafisaria del resto de valores posibles en la variable **Tipo de Cadera**, la relevancia estadística de ésta aflora significativamente.

Finalmente, si se representa gráficamente las medias de la Tensión de Von Mises contra la variable Posicionamiento del Centro Articular, en esta casuística obtenemos:

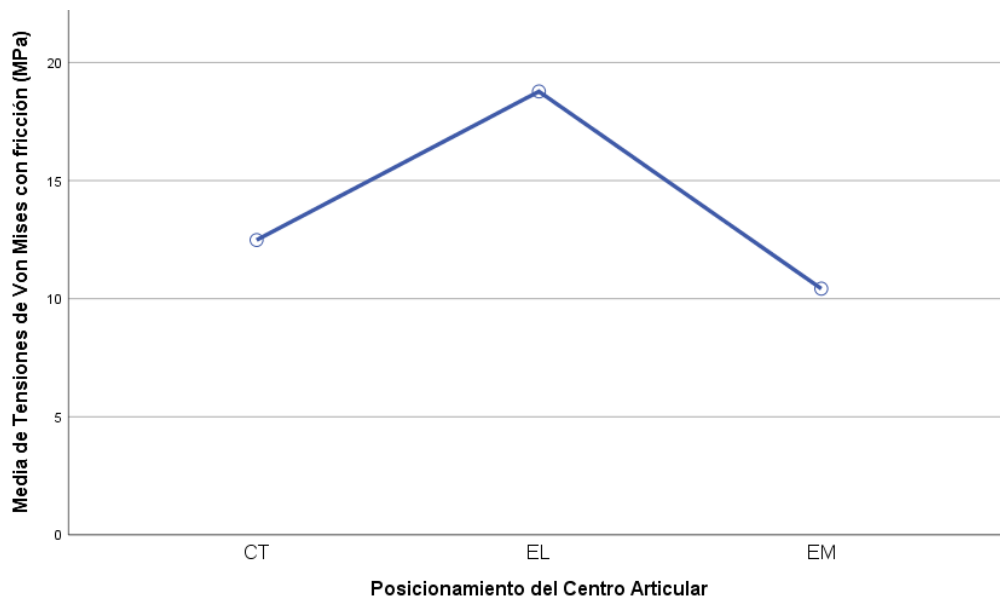


Fig. nº 31: Tensión de VM con fricción y Posicionamiento del Centro Articular en la morfología cérico-diafisaria

4.2.3. Análisis de las deformidades de raquis

En este tipo de análisis estadístico se han aislado los valores de deformidades de raquis del resto de valores integrados en la variable “Tipo de Cadera”.

A continuación se tabulan dichos análisis:

Modelo	R	R ²	R ² ajustado	Error estándar de la estimación
Tipo de Cadera	0,844 ^a	0,713	0,707	3,630832931

a. Predictores: Todos

Tabla nº 22. Resumen sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
Tipo de Cadera	Regresión	6.537,692	1	1.089,615	116,354	0,000 ^a
	Residuo	2.631,468	281	9,365		
	Total	9.169,160	287			

a. Predictores: Todos

Tabla nº 23. Análisis ANOVA de todas las variables sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción

Por tanto, con un $R^2 = 0,713$ y un p-valor $< 0,0001$ este caso vuelve a plantear la hay significancia estadística en la relación con el desgaste.

En la siguiente tabla se han analizado los distintos parámetros contra la variable independiente (Tensión de Von Mises).

	B	Desv. Error	Beta	t	Sig.	Límites inf. y sup.
(Constante)	33,105	3,345		9,895	0,000	26,519 39,690
Tipo de Fijación	8,016	0,361	0,710	22,227	0,000	7,306 8,726
PCA	-1,108	0,221	-0,160	-5,019	0,000	-1,543 -0,674
Material cabeza	-1,468	0,361	-0,130	-4,072	0,000	-2,178 -0,759
Diámetro acetabular	-0,608	0,090	-0,216	-6,746	0,000	-0,786 -0,431
Espesor	-2,274	0,221	-0,329	-10,296	0,000	-2,709 -1,839
Tipo Cadera	-0,530	0,161	-0,105	-3,287	0,001	-0,848 -0,213

Tabla nº 24. Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con rozamiento

En este análisis todas las variables incluida el **Tipo de Cadera** ($p=0,001$) tienen un p -valor $<0,01$.

A continuación examinaremos las ecuaciones de coeficientes del conjunto de variables sin tener en cuenta el tipo de Fijación.

$$\hat{Y} = 33,105 - 8,016 X_1 - 1,108 X_2 - 1,468 X_3 - 0,608 X_4 - 2,274 X_5 - 0,530 X_6 \quad (\mathbf{e26})$$

Donde:

Y	Tensión de Von Mises
X ₁	Tipo de Fijación
X ₂	Posicionamiento del Centro Articular
X ₃	Material de la cabeza femoral protésica
X ₄	Diámetro de la cabeza femoral protésica
X ₅	Espesor de la pared del inserto
X ₆	Tipo de cadera

Y la ecuación de regresión de coeficientes estandarizados resultaría de la siguiente forma:

$$\hat{Z} = 0,710 Z_1 - 0,160 Z_2 - 0,130 Z_3 - 0,216 Z_4 - 0,329 Z_5 - 0,105 Z_6 \quad (\mathbf{e27})$$

Donde:

Z	Tensión de Von Mises
Z ₁	Tipo de Fijación
Z ₂	Posicionamiento del Centro Articular
Z ₃	Material de la cabeza femoral protésica
Z ₄	Diámetro de la cabeza femoral protésica
Z ₅	Espesor de la pared del inserto de UHMWPE
Z ₆	Tipo de cadera

Los valores de significación estadística “t” señalan especialmente, a la variable **Tipo de Fijación** ($t = 22,227$) como la más relevante seguida de las variables **Espesor** ($t = -10,296$), **Diámetro** ($t = -6,746$), **Posicionamiento del Centro Articular** ($t = -5,019$), **Material de la cabeza femoral** ($t = -4,072$) y por último la variable **Tipo de Cadera** ($t = 3,287$).

Finalmente, si se representa gráficamente las medias de la Tensión de Von Mises contra la variable Posicionamiento del Centro Articular, en esta casuística obtenemos:

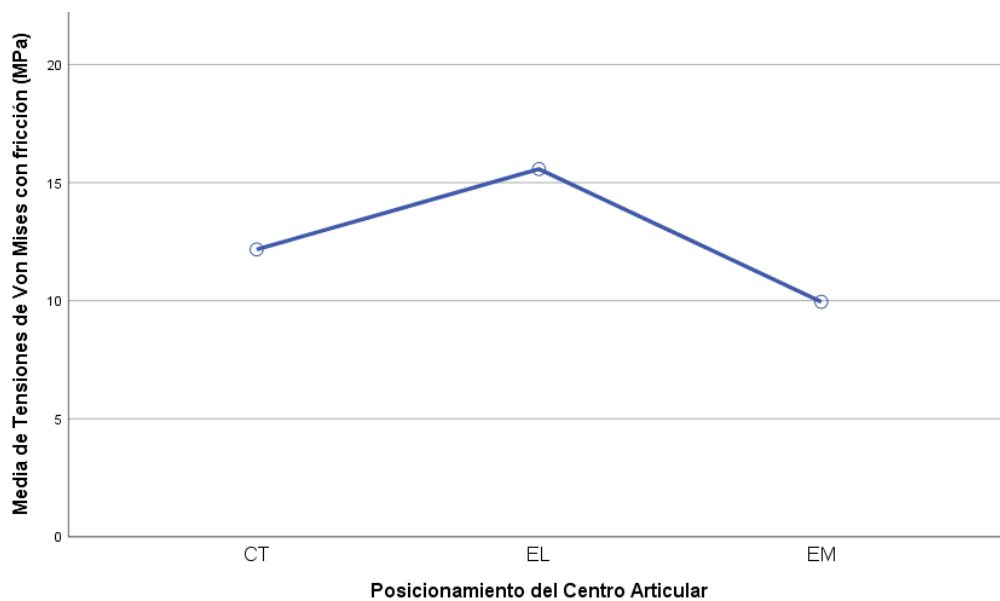


Fig. nº 32: Tensión de VM con fricción y Posicionamiento del Centro Articular en deformidades de raquis

4.3. Análisis de la Tensión Von Mises con fuerza de fricción

Como ya mencionó en el apartado de metodología, la variable Tensión de Von Mises (VM) puede llegar a ser un indicador efectivo del riesgo de desgaste en el polietileno.

Los resultados que a continuación se presentan, se agrupan en función de los parámetros de trabajo que ya fueron definidos en su momento.

Cada parámetro se ha tratado en el conjunto de datos estadísticos de la Tensión de Von Mises con fuerza de fricción

4.3.1. Tipo de fijación

A continuación se muestran los resultados del Tipo de Fijación.

			Estadístico
Fijación	Media		8,876344238 ²⁷
Cementada	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	8,561396194
		Límite superior	9,191292281
	Media recortada al 5%		8,689420002
	Mediana		8,193235250
	Varianza		6,444
	Desv. Desviación		2,5385865287
	Mínimo		4,9257460
	Máximo		18,7036320
	Rango		13,7778860
	Rango intercuartil		3,1620693
	Asimetría		1,189 ²⁸
	Curtosis		1,720 ²⁹

Tabla nº 25. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación Cementada

			Estadístico
Fijación	Media		17,015232883 ³⁰
No Cementada	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	16,282275401
		Límite superior	17,748190365
	Media recortada al 5%		16,629294456
	Mediana		16,005494500
	Varianza		34,903
	Desv. Desviación		5,9078823499
	Mínimo		7,7682420
	Máximo		41,6966760
	Rango		33,9284340
	Rango intercuartil		7,4986198
	Asimetría		1,057 ³¹
	Curtosis		1,516 ³²

Tabla nº 26. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación No Cementada

²⁷ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $8,876344238 \pm 0,1599159199$.

²⁸ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,189 \pm 0,153$.

²⁹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,720 \pm 0,306$.

³⁰ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $17,015232883 \pm 0,3721616065$.

³¹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,057 \pm 0,283$.

³² El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,516 \pm 0,559$.

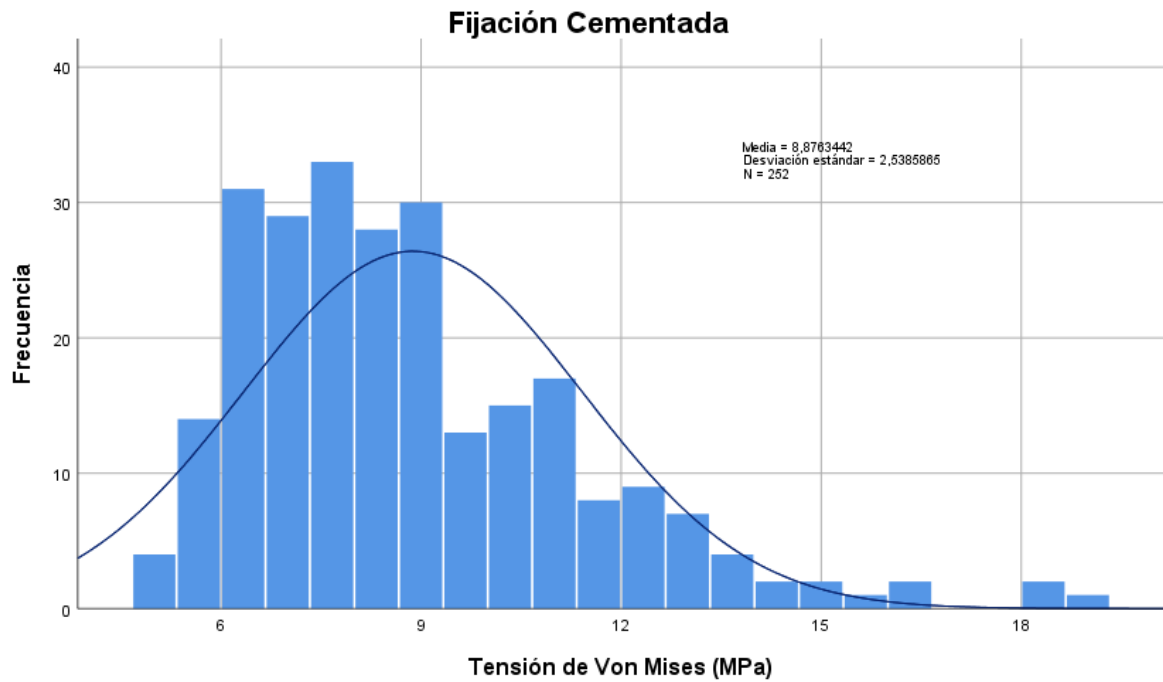


Fig. nº 33: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación Cementada.

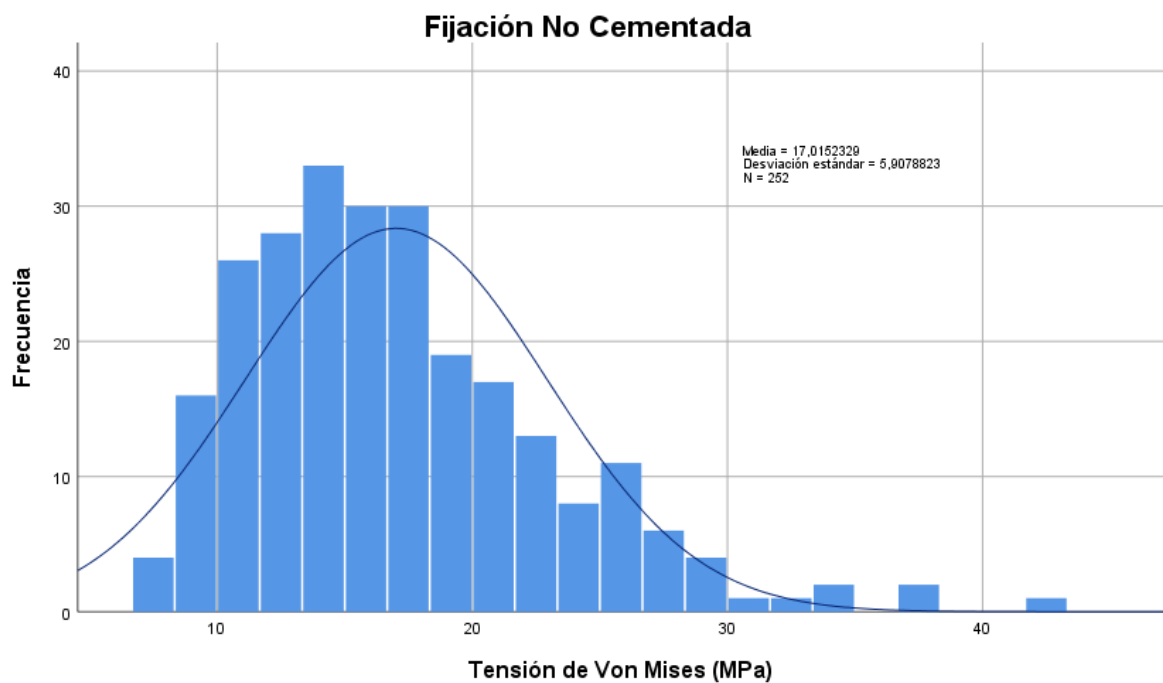


Fig. nº 34: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación No Cementada.

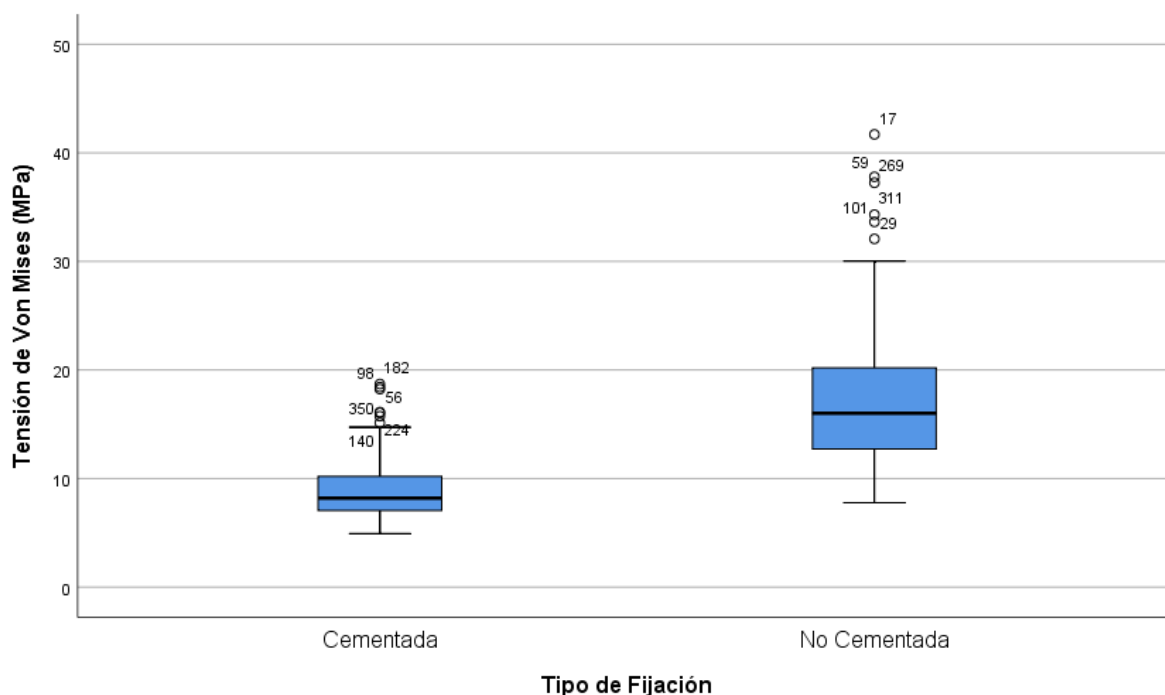


Fig. nº 35: Tensión de Von Mises con fuerza de fricción en función del tipo de fijación acetabular.

En los gráficos y tablas mostrados antes se puede comprobar que los valores obtenidos de Tensión de Von Mises para fijación cementada siempre están por debajo de los correspondientes a Fijación No cementada.

Sin embargo, en este análisis particularizado para cada tipo de fijación sobre la muestra estadística analizada por elementos finitos, y teniendo en cuenta todas las singularidades introducidas respecto a los distintos parámetros, tanto la Asimetría como la Curtosis muestran una dispersión achacable a los máximos y mínimos valores alcanzados (fundamentalmente Coxa Valga con Posicionamiento del Centro Articular Elevado y Lateralizado).

En los valores analizados a través de histogramas de frecuencia las medias entre una y otro son del orden de la mitad en la fijación no cementada respecto a la fijación cementada. Los datos del tipo de fijación resultan, con diferencia, los más significativos en cuanto a su influencia sobre el valor que adquiere la Tensión de Von Mises y por ende sobre el riesgo de desgaste de los insertos de UHMWPE.

En conclusión y tras los datos expuestos podemos concluir que existe una fuerte dependencia entre el tipo de fijación y el riesgo de desgaste, siendo este último mayor en el caso de fijación no cementada que en el caso de fijación cementada.

4.3.2. Posicionamiento del centro articular

Atendiendo al **Posicionamiento del Centro Articular**, se puede comprobar como los valores de fijación no cementada, caso en el que el inserto acetabular de UHMWPE se encuentra menos restringido mecánicamente, como ya vimos en el apartado de Metodología, son sensiblemente superiores al caso de fijación cementada, en cuanto a riesgo de desgaste se refiere.

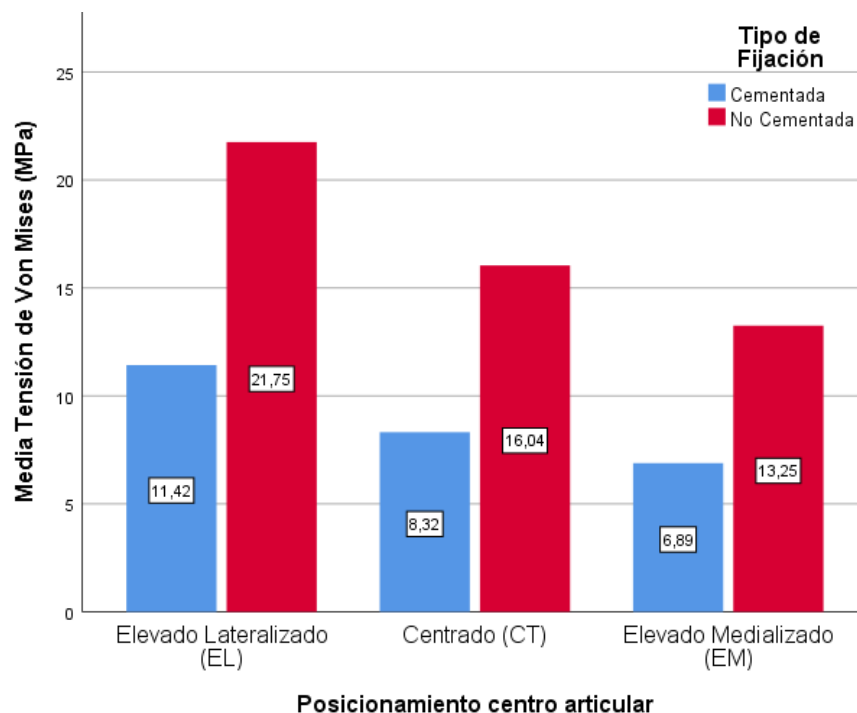


Fig. nº 36: Valores de tensión de Von Mises frente según el Posicionamiento del centro articular

Para el posicionamiento **EL**, el valor medio de Tensión de Von Mises en fijación no cementada alcanza un 87,57% (si la comparamos con la fijación cementada), con una media máxima de 21,75 MPa. En los casos de posicionamiento **CT** llega al 92,79 % (si establecemos la misma comparativa) con valor medio de 16,04 MPa para fijación no cementada. En el posicionamiento **EM** alcanza el 92,31% con un valor de medio de Tensión de Von Mises de 13,25 MPa para fijación no cementada.

Los valores medios obtenidos son más altos en el posicionamiento **EL**, hecho conocido en la clínica de revisión de cadera por ATC y que quedó expuesto anteriormente.

Pese a ello, la comparativa entre los tres posicionamientos analizados plantea que, en el caso de valores medios estadísticos, un posicionamiento **CT** no cementado podría tener más riesgo de desgaste que un posicionamiento **EL** cementado, como se desprende de la gráfica de resultados.

Este hecho derivado de los resultados obtenidos es simplemente uno de todos los que podrían concluirse, teniendo en cuenta que los posicionamientos **EL** son proporcionalmente mayores a los posicionamiento **CT** y estos mayores que los posicionamientos **EM**.

En cada caso, siempre los valores de fijación no cementada son inferiores a los no cementados en rangos por encima del 80%, como ya hemos visto antes.

A tenor de la influencia que la tensión de Von Mises tiene sobre el desgaste de los insertos poliméricos de UHMWPE, el caso de menor probabilidad de desgaste será un posicionamiento **EM** con una fijación cementada.

En el otro extremo del espectro tendríamos el mayor riesgo de desgaste que correspondería a un posicionamiento **EL** con fijación no cementada.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas.

A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores, que recogen los parámetros principales de Tensión de Von Mises para los tres tipos de posicionamiento del centro articular.

			Estadístico
Posicionamiento	Media		12,180253121 ³³
Centrado	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	11,431592997
		Límite superior	12,928913245
	Media recortada al 5%		11,890715813
	Mediana		10,552654000
	Varianza		24,158
	Desv. Desviación		4,9151025787
	Mínimo		5,8607145
	Máximo		25,1887840
	Rango		19,3280695
	Rango intercuartil		7,5562468
	Asimetría		0,825 ³⁴
	Curtosis		-0,413 ³⁵

Tabla nº 27. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Centrado

			Estadístico
Posicionamiento	Media		16,588906152 ³⁶
Elevado Lateralizado	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	15,516283456
		Límite superior	17,661528847
	Media recortada al 5%		16,072909116
	Mediana		14,177653000
	Varianza		49,590
	Desv. Desviación		7,0419812750
	Mínimo		7,3265810
	Máximo		41,6966760
	Rango		34,3700950
	Rango intercuartil		10,1994808
	Asimetría		1,035 ³⁷
	Curtosis		0,624 ³⁸

Tabla nº 28. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado

³³ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $12,180253121 \pm 0,3792083967$.

³⁴ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,825 \pm 0,187$.

³⁵ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $-0,413 \pm 0,373$.

³⁶ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $16,588906152 \pm 0,5433006505$.

³⁷ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,035 \pm 0,187$.

³⁸ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,624 \pm 0,373$.

			Estadístico
Posicionamiento	Media		10,068206408 ³⁹
Elevado Medializado	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	9,456946168
		Límite superior	10,679466648
	Media recortada al 5%		9,841837360
	Mediana		8,511867500
	Varianza		16,105
	Desv. Desviación		4,0130450170
	Mínimo		4,9257460
	Máximo		20,3709560
	Rango		15,4452100
	Rango intercuartil		6,3847179
	Asimetría		0,796 ⁴⁰
	Curtosis		-0,526 ⁴¹

Tabla nº 29. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado

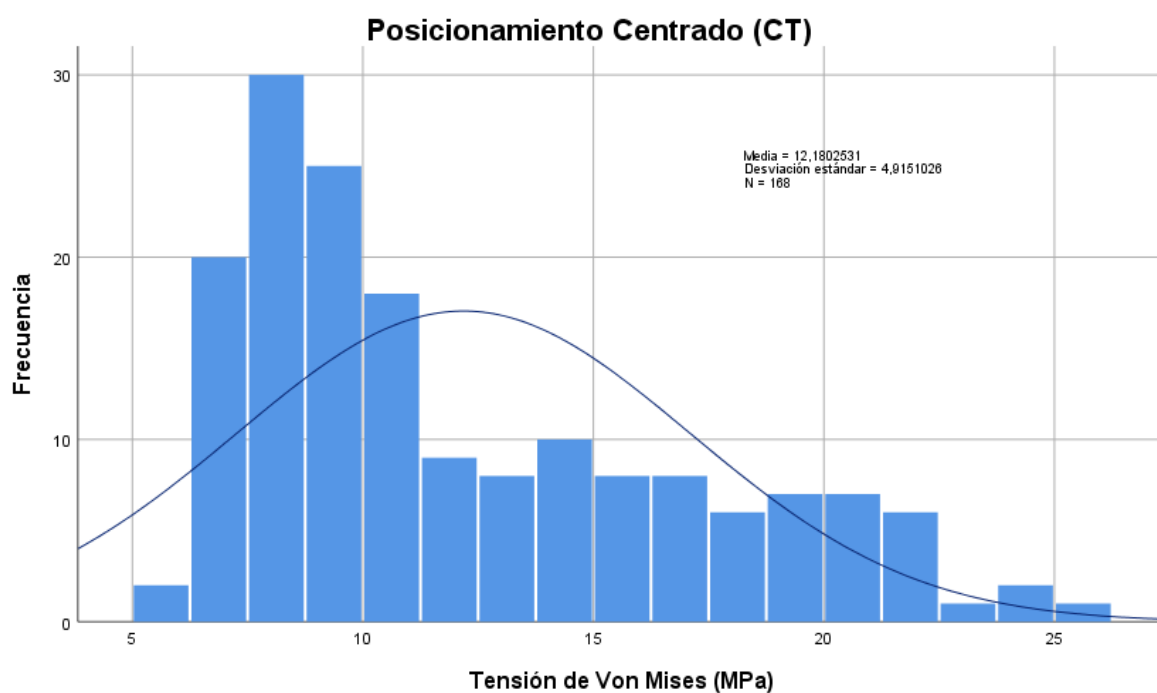


Fig. nº 37: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Centrado

³⁹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $10,068206408 \pm 0,3096131448$.

⁴⁰ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,796 \pm 0,187$.

⁴¹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $-0,526 \pm 0,373$.

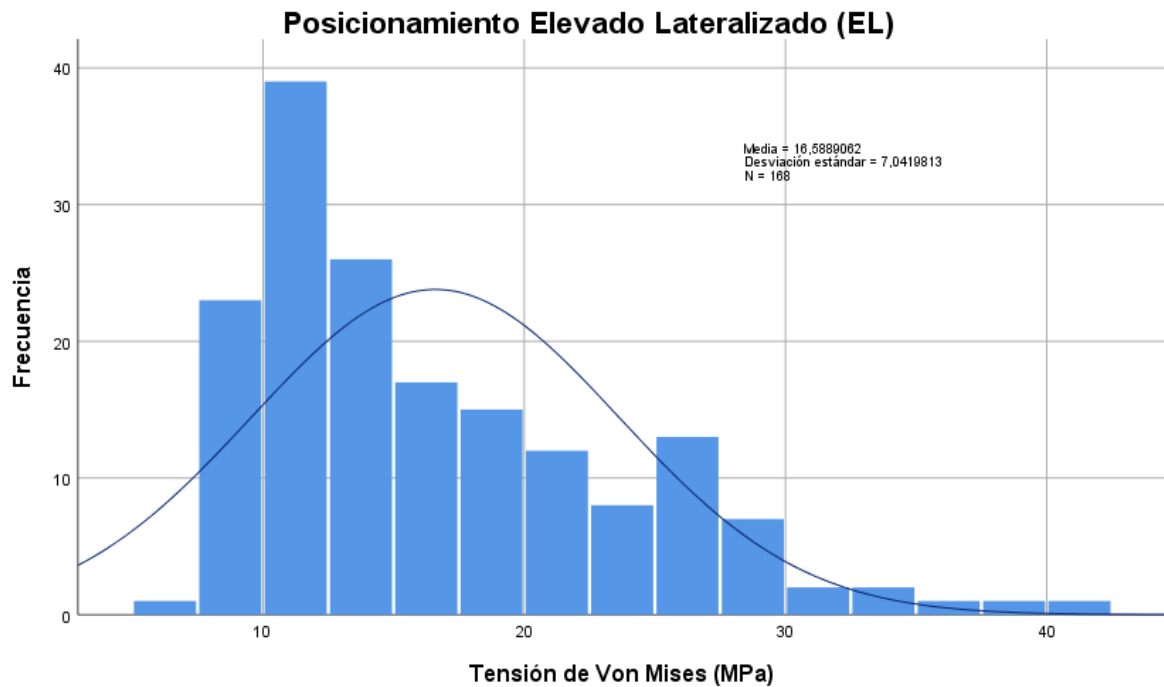


Fig. nº 38: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado

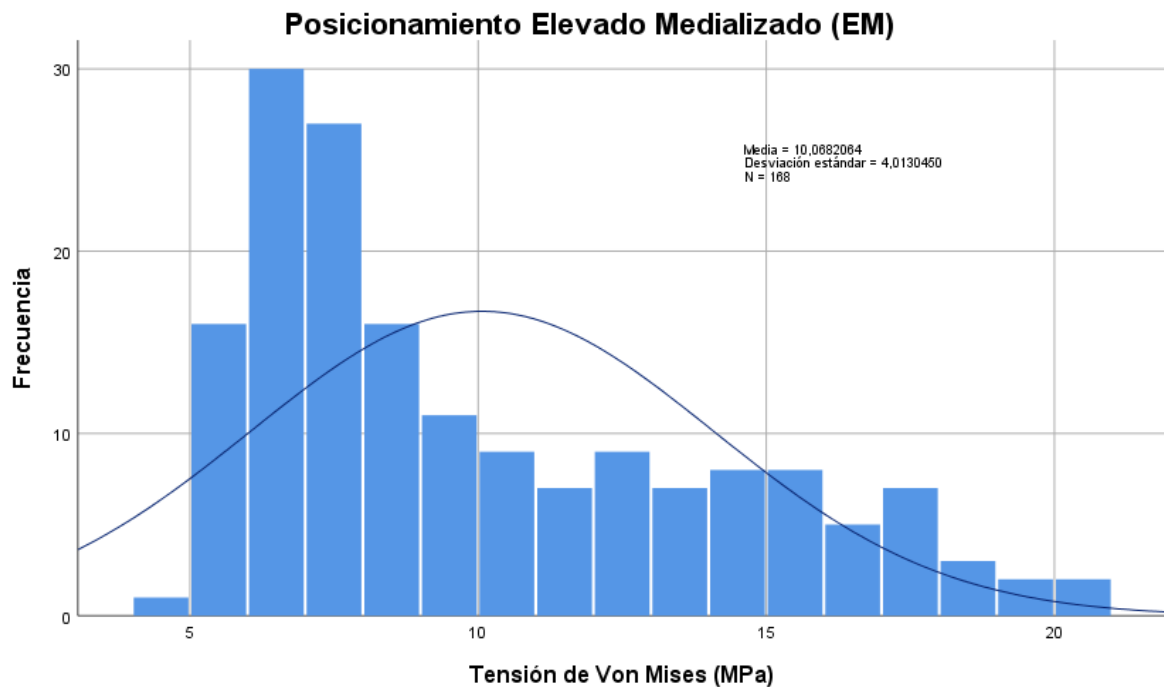


Fig. nº 39: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado

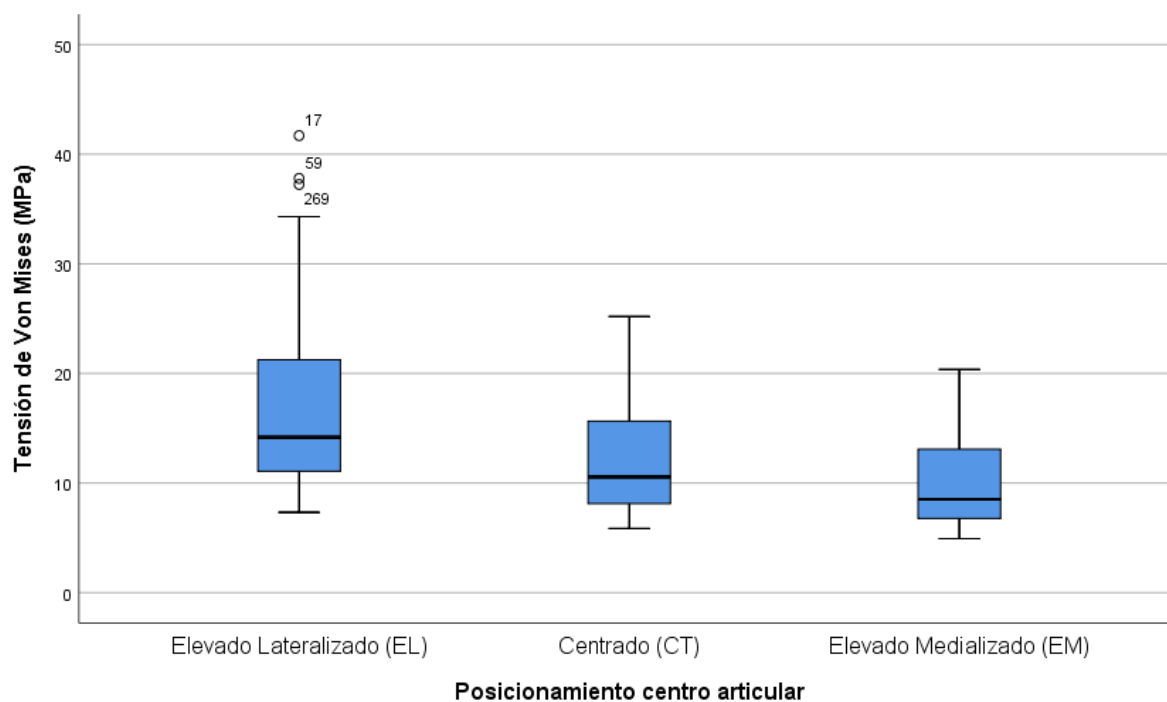


Fig. nº 40: Tensión de Von Mises con fricción en función del tipo de Posicionamiento del centro articular

Podemos concluir indicando que las posiciones Elevadas y Lateralizadas (**EL**) a la vista de los resultados, poseen más riesgo de desgaste, mientras que las posiciones del centro articular Elevadas y Medializadas (**EM**) son las que menor riesgo acarrearán.

4.3.3. Material de la cabeza femoral

En el análisis de la media de tensiones de Von Mises para los dos tipos de material de cabeza femoral protésica, el material metálico (CoCr) y el cerámico (ZrO_2), existen valores algo mayores de riesgo de desgaste en los materiales metálicos frente a los cerámicos.

Este hecho, ya conocido y responsable del auge del empleo de cabezas femorales de Zirconia en Artroplastias Totales de Cadera, es más relevante por cuanto en los análisis numéricos llevados a cabo no se tiene en cuenta el acabado superficial de la cerámica, hecho determinante en el menor desgaste con el uso de este material.

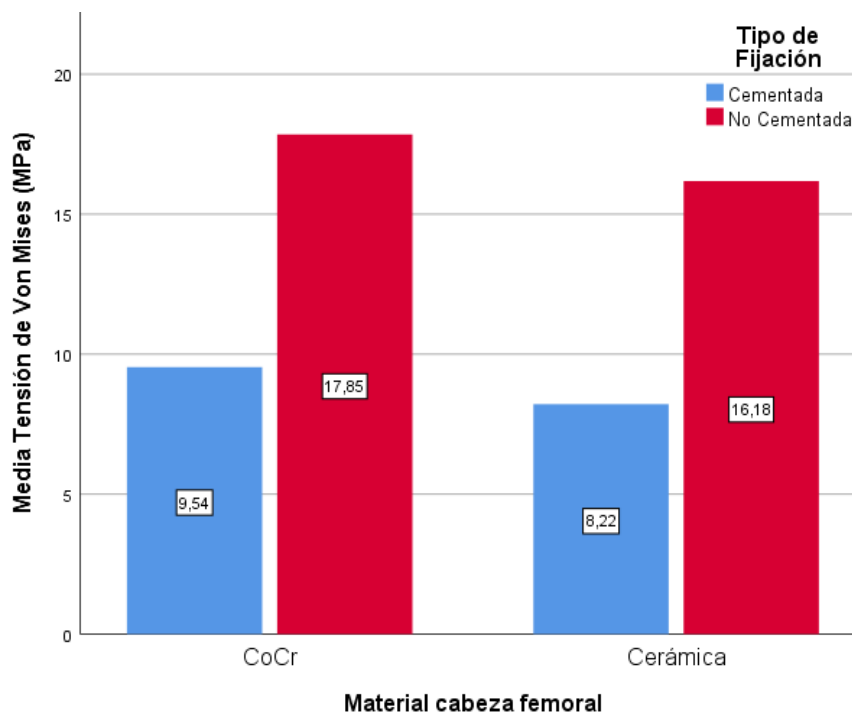


Fig. nº 41: Valores de Tensión de Von Mises según el material de la cabeza femoral

En las gráficas comparativas se obtienen variaciones de un 12,17% entre los dos materiales, para una fijación cementada, reduciéndose a un 10,32 % en el caso de fijaciones no cementadas.

Cuando se comparan los dos tipos de fijaciones para cada material obtenemos de nuevo variaciones significativas. En el caso de material metálico se alcanza una variación en las medias de un 87,11% (CoCr) llegando a un 96,84 % en el caso de la cerámica.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas.

A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores, que recogen los parámetros principales de Tensión de Von Mises para los dos tipos de materiales analizados.

			Estadístico
Cromo Cobalto	Media		13,691378371 ⁴²
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	12,914569876
		Límite superior	14,468186866
	Media recortada al 5%		13,168522427
	Mediana		12,091449000
	Varianza		39,204
	Desv. Desviación		6,2613361765
	Mínimo		6,0350450
	Máximo		41,6966760
	Rango		35,6616310
	Rango intercuartil		8,1739127
	Asimetría		1,296 ⁴³
	Curtosis		1,951 ⁴⁴

Tabla nº 30. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para material metálico (CoCr)

⁴² El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $13,691378371 \pm 0,3944271047$.

⁴³ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,296 \pm 0,153$.

⁴⁴ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,951 \pm 0,306$.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

Estadístico		
Cerámica	Media	12,200198749 ⁴⁵
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	
	Mediana	
	Varianza	
	Desv. Desviación	
	Mínimo	
	Máximo	
	Rango	
	Rango intercuartil	
	Asimetría	
	Curtosis	

Tabla nº 31. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para material cerámico (ZrO₂)

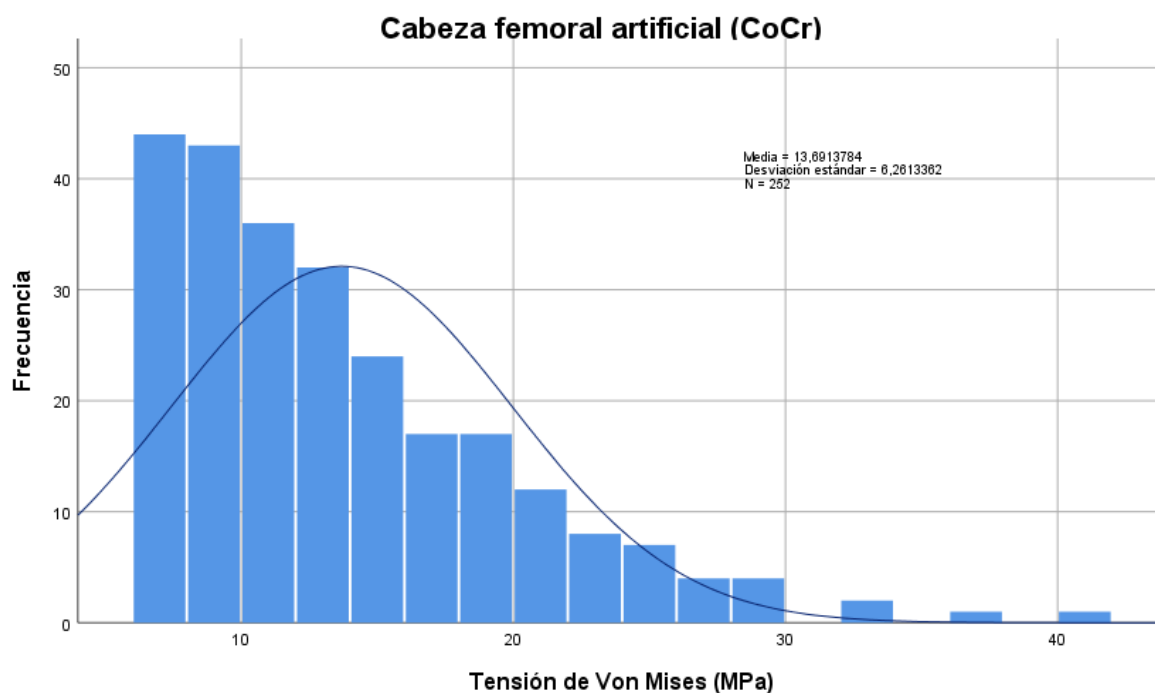


Fig. nº 42: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para material metálico (CoCr)

⁴⁵ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es 12,200198749 ± 0,3688228607

⁴⁶ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es 1,287 ± 0,153.

⁴⁷ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es 1,815 ± 0,306.

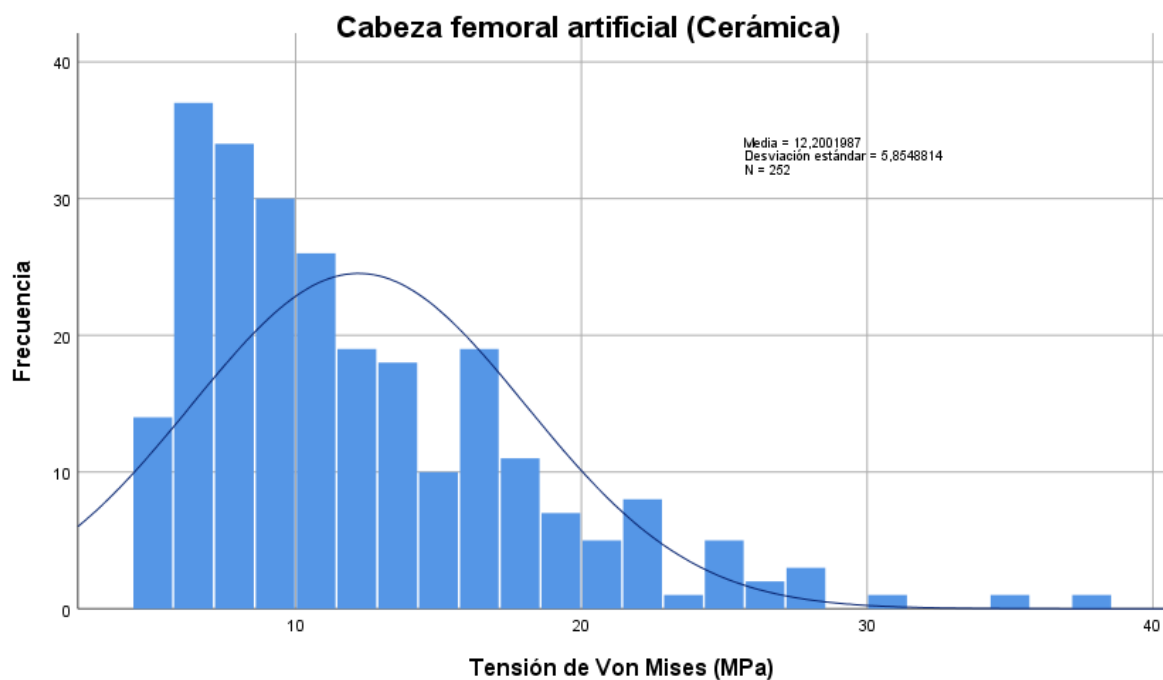


Fig. nº 43: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para material cerámico (ZrO_2)

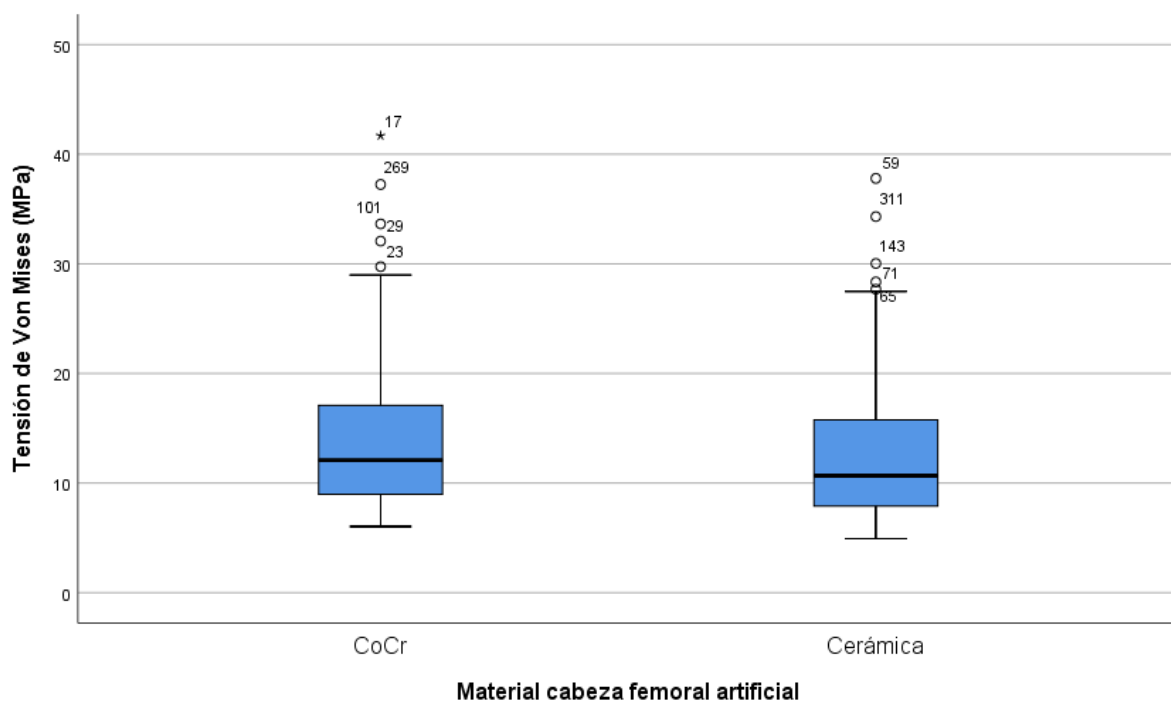


Fig. nº 44: Tensión de Von Mises con fricción en función del tipo de material de la cabeza femoral

Como resumen de este apartado, podemos indicar la poca variación que se observa en el riesgo de desgaste en el caso de los dos tipos de material. Aquí hemos de tener en cuenta que las simulaciones por elementos finitos no tienen en cuenta los parámetros de calidad de la superficie esférica de la cabeza, al tratarse de análisis numéricos sobre el inserto de polietileno.

4.3.4. Diámetro de la cabeza femoral

Por lo que respecta al diámetro de la cabeza femoral, los resultados comparativos entre fijación cementada y no cementada vuelven a transparentar variación considerable entre ellos.

En la media de tensión de Von Mises se obtienen variaciones de un 85,29 % entre ambas fijaciones con diámetros de 32 mm y de un 99,24 % en el caso de diámetros de 36 mm.

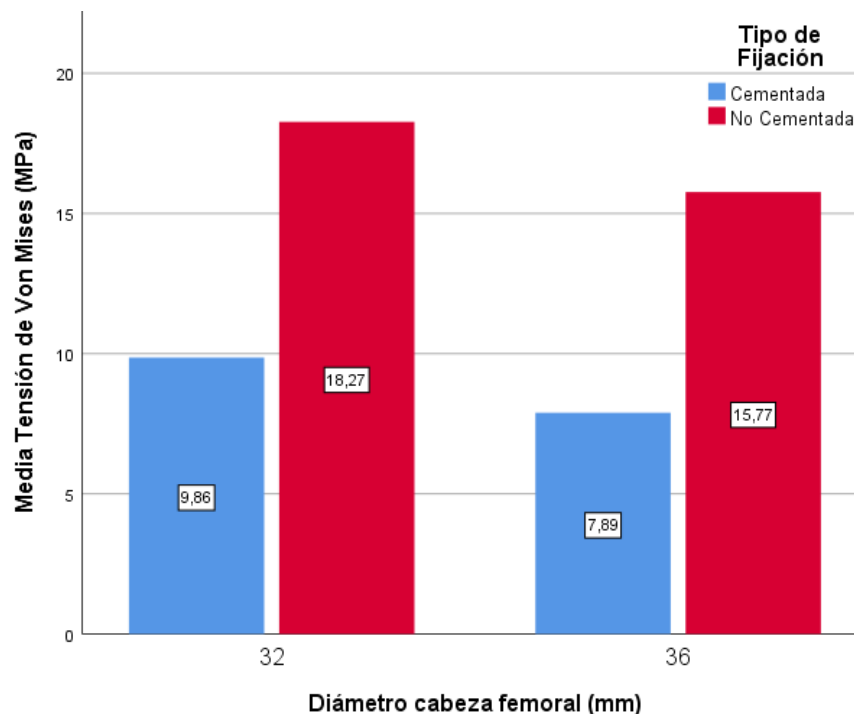


Fig. nº 45: Valores de tensión de Von Mises según el Diámetro de la cabeza femoral

Por otro lado, existe poca variación entre los dos diámetros comparados sobre el mismo tipo de fijación.

Para fijación cementada, la media de Tensión de Von Mises indica una diferencia entre los diámetros analizados, de un 24,96 % (con máximo de 9,86 MPa) para el diámetro de 32 mm, mientras que para el caso de fijación no cementada la variación es algo mayor, del 16,22 % (con máximo de 18,27 MPa) para ese mismo diámetro de 32 mm.

Es decir, los valores mayores aunque levemente, se registran en el diámetro de 32 mm.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas.

A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores, que recogen los parámetros principales de tensión de Von Mises para los dos diámetros analizados.

		Estadístico
Diámetro de 32 mm	Media	14,063599387 ⁴⁸
	95% de intervalo de confianza para la media	
	Límite inferior	13,287638155
	Límite superior	14,839560619
	Media recortada al 5%	13,535501895
	Mediana	12,330536000
	Varianza	39,119
	Desv. Desviación	6,2545069489
	Mínimo	6,4636565
	Máximo	41,6966760
	Rango	35,2330195
	Rango intercuartil	8,2086955
	Asimetría	1,284 ⁴⁹
	Curtosis	1,894 ⁵⁰

Tabla nº 32. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 32 mm

⁴⁸ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $14,063599387 \pm 0,3939969038$

⁴⁹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,284 \pm 0,153$.

⁵⁰ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,894 \pm 0,306$.

		Estadístico
Diámetro de 36 mm	Media	11,827977734 ⁵¹
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	11,321283011
	Mediana	10,038953500
	Varianza	32,972
	Desv. Desviación	5,7421589464
	Mínimo	4,9257460
	Máximo	37,2431000
	Rango	32,3173540
	Rango intercuartil	7,3798340
	Asimetría	1,335 ⁵²
	Curtosis	1,949 ⁵³

Tabla nº 33. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 36 mm

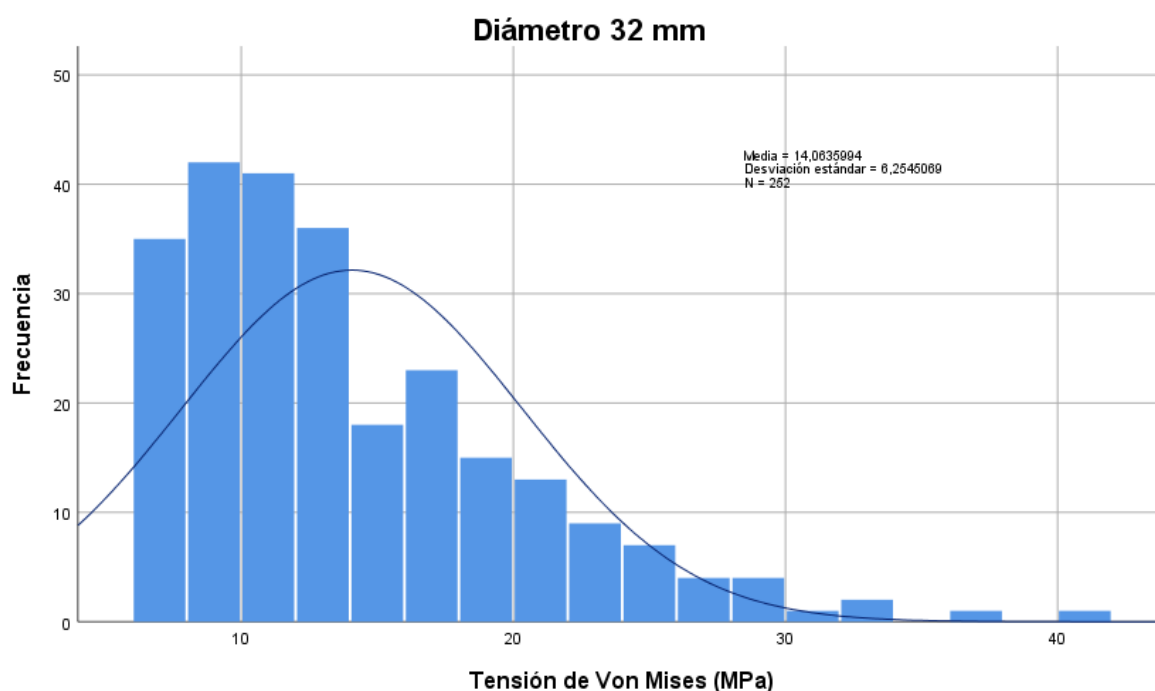


Fig. nº 46: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 32 mm

⁵¹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $11,827977734 \pm 0,3617220134$

⁵² El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,335 \pm 0,153$.

⁵³ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,949 \pm 0,306$.

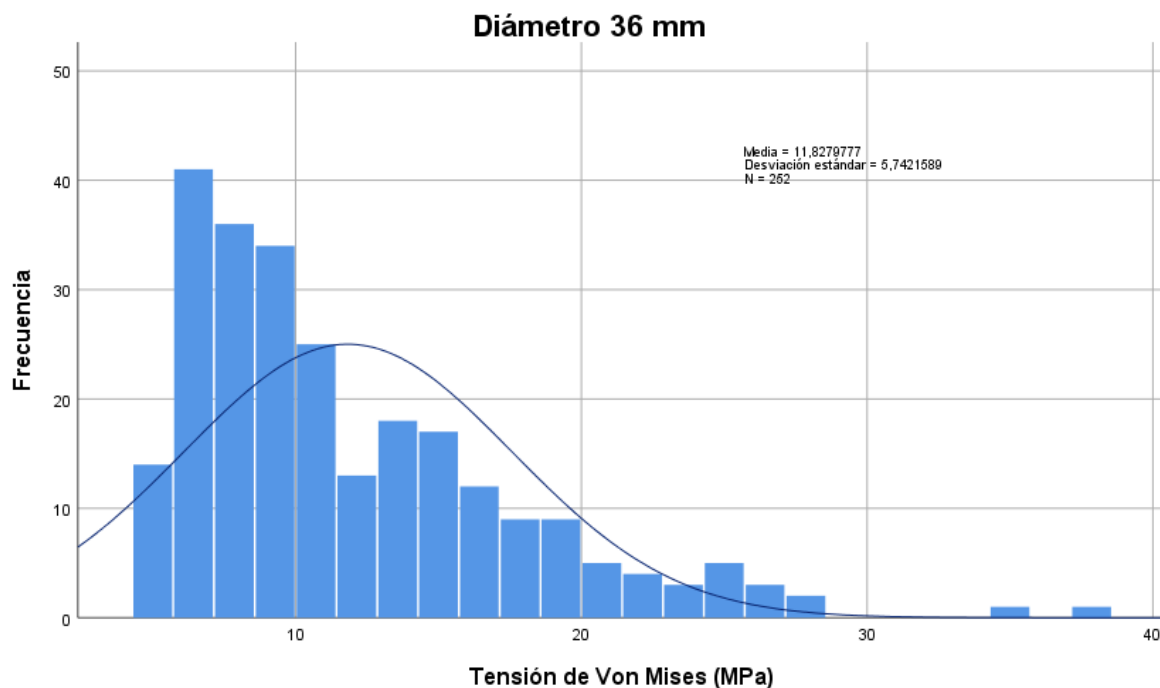


Fig. nº 47: Frecuencia Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 36 mm

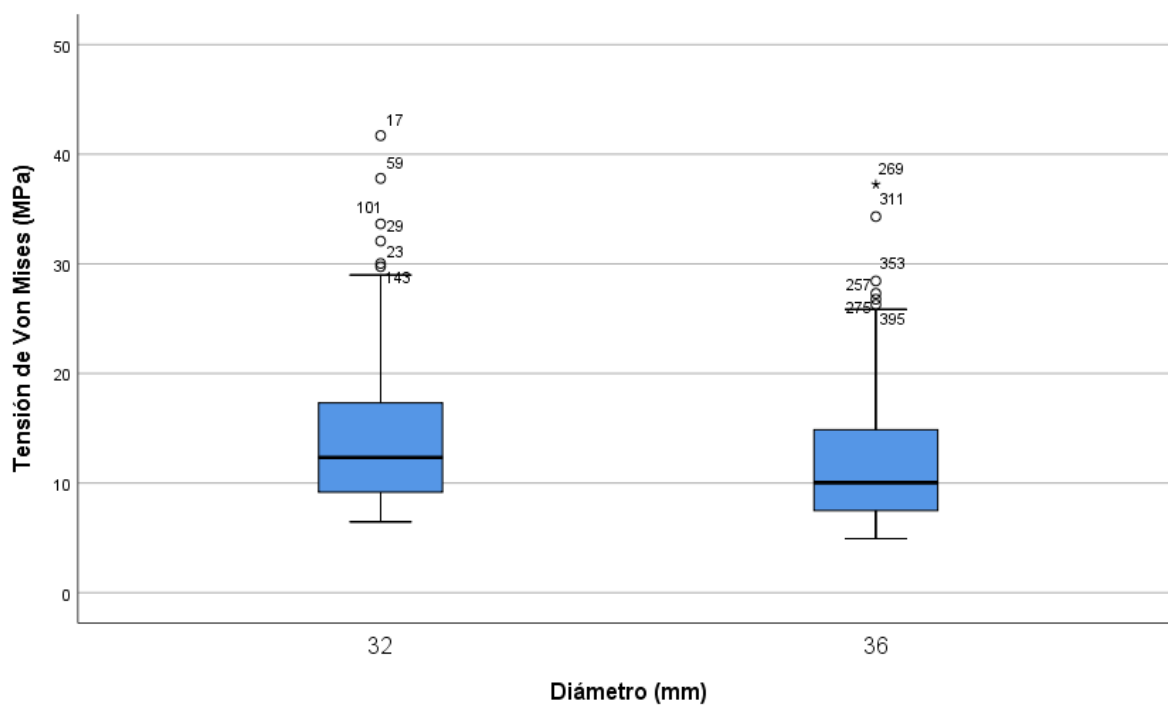


Fig. nº 48: Tensión de Von Mises con fricción en función del diámetro del par de fricción

Como resumen de este apartado, podemos indicar la poca variación que se observa en el riesgo de desgaste ante valores de diámetro diferentes.

De hecho y contrariamente a lo que los datos empíricos suelen arrojar, el mayor valor de tensiones se registra en el diámetro menor. Quizá si las cabezas escogidas fueran de valores muy alejados, e.g.: diámetros de 28 mm y de 40 mm, los resultados podrían haber mostrado un carácter más marcado hacia el riesgo de desgaste en diámetros altos.

4.3.5. Espesor del inserto acetabular

Este parámetro resulta muy relevante a la hora de evaluar riesgos de desgaste en los insertos a la luz de los análisis realizados y de los resultados obtenidos. Mientras que los valores de los espesores en la fijación cementada cuentan con apenas variación (0,8% entre el espesor 5,3 mm y 7,3 mm; 0,1 % entre el espesor 7,3 mm y 11,3 mm; 0,7 % entre el espesor 5,3 mm y 11,3 mm), existe una variación significativa entre los tres espesores en el caso de fijación no cementada.

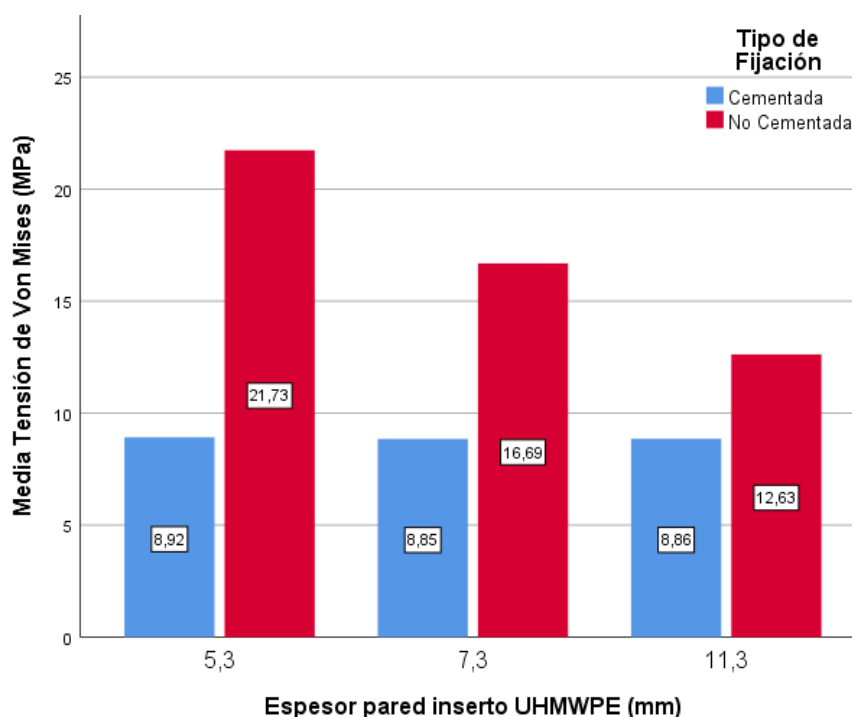


Fig. nº 49: Valores de Tensión de Von Mises según el espesor del inserto

Para dicha fijación lo mayores valores de riesgo de desgaste por Tensión de Von Mises corresponden con los espesores menores, y decrece dicho riesgo con los mayores espesores. Para espesor de 5,3 mm, la media de Tensión de Von Mises alcanza los 21,73 MPa, lo cual significa un 30,2 % más que para el espesor de 7,3 mm (media de Tensión de Von Mises equivalente a 16,69 %).

El menor valor de Tensión de Von Mises lo registra, en fijación no cementada, el espesor mayor analizado (11,3 mm) con un valor que alcanza los 12,63 Mpa, es decir una variación del 32,15 % respecto del siguiente espesor (7,3 mm) y de un 72,05 %

respecto del menor espesor analizado (5,3 mm). Con estos datos se puede aproximar una relación muy directa entre el espesor del inserto y el riesgo de desgaste, en las aproximaciones vistas en los resultados, al menos en los casos de fijación no cementada, y siempre desde un punto de vista biomecánico.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas.

A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores, que recogen los parámetros principales de tensión de Von Mises para los dos diámetros analizados.

			Estadístico
Espesor 5,3 mm	Media		15,329243517 ⁵⁴
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	14,153768447
		Límite superior	16,504718587
	Media recortada al 5%		14,844802275
	Mediana		14,742303000
	Varianza		59,556
	Desv. Desviación		7,7172275667
	Mínimo		5,4084220
	Máximo		41,6966760
	Rango		36,2882540
	Rango intercuartil		12,1599878
	Asimetría		0,761 ⁵⁵
	Curtosis		0,124 ⁵⁶

Tabla nº 34. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 5,3 mm

⁵⁴ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $15,329243517 \pm 0,5953970330$

⁵⁵ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,761 \pm 0,187$.

⁵⁶ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,124 \pm 0,373$.

			Estadístico
Espesor 7,3 mm	Media		12,766984140 ⁵⁷
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	11,945921224
		Límite superior	13,588047056
	Media recortada al 5%		12,401040496
	Mediana		12,053550000
	Varianza		29,057
	Desv. Desviación		5,3904413050
	Mínimo		4,9257460
	Máximo		33,6423480
	Rango		28,7166020
	Rango intercuartil		7,9000336
	Asimetría		0,974 ⁵⁸
	Curtosis		1,082 ⁵⁹

Tabla nº 35. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm

			Estadístico
Espesor 11,3 mm	Media		10,741138024 ⁶⁰
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	10,194602252
		Límite superior	11,287673796
	Media recortada al 5%		10,495108796
	Mediana		10,246547500
	Varianza		12,875
	Desv. Desviación		3,5881160179
	Mínimo		5,0953340
	Máximo		25,5529660
	Rango		20,4576320
	Rango intercuartil		4,6630040
	Asimetría		1,145 ⁶¹
	Curtosis		2,021 ⁶²

Tabla nº 36. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm

⁵⁷ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $12,766984140 \pm 0,4158815756$.

⁵⁸ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,974 \pm 0,187$.

⁵⁹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,082 \pm 0,373$.

⁶⁰ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $10,741138024 \pm 0,5953970330$.

⁶¹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,145 \pm 0,187$.

⁶² El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $2,021 \pm 0,373$.

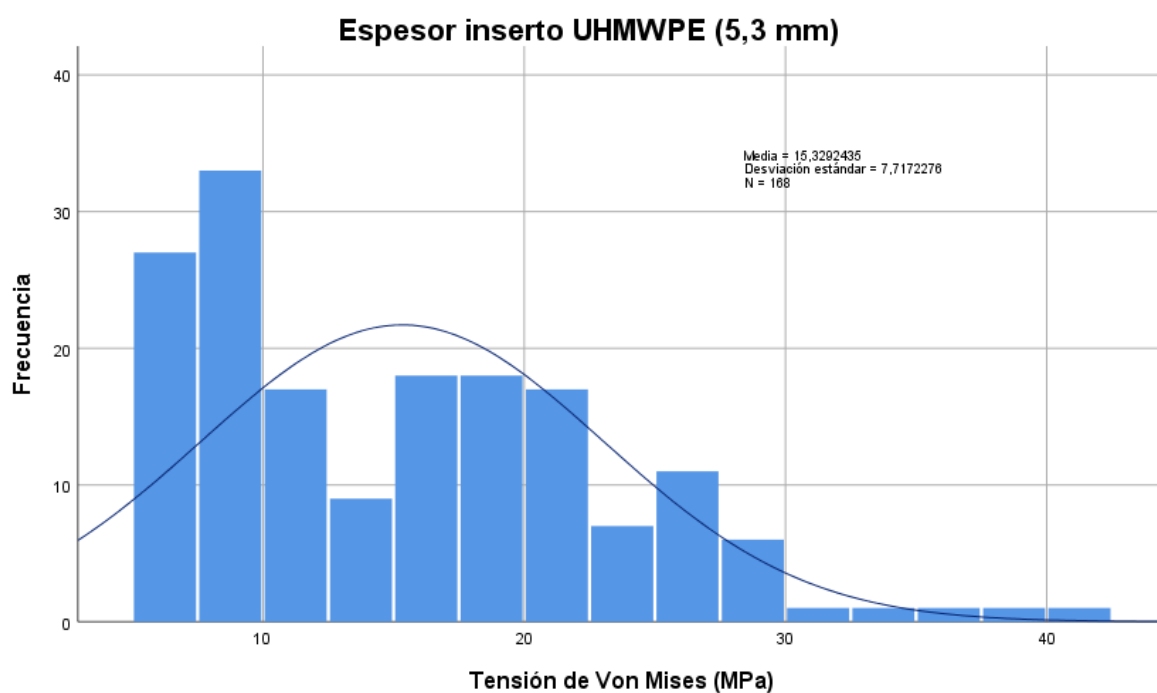


Fig. nº 50: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 5,3 mm

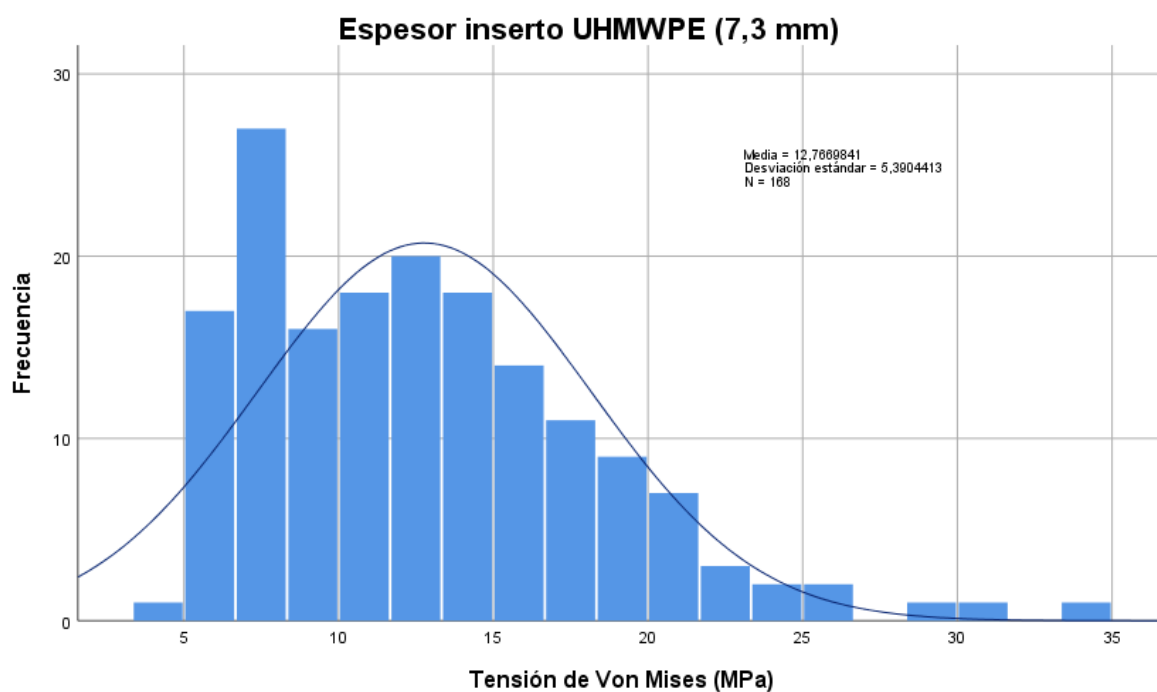


Fig. nº 51: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm

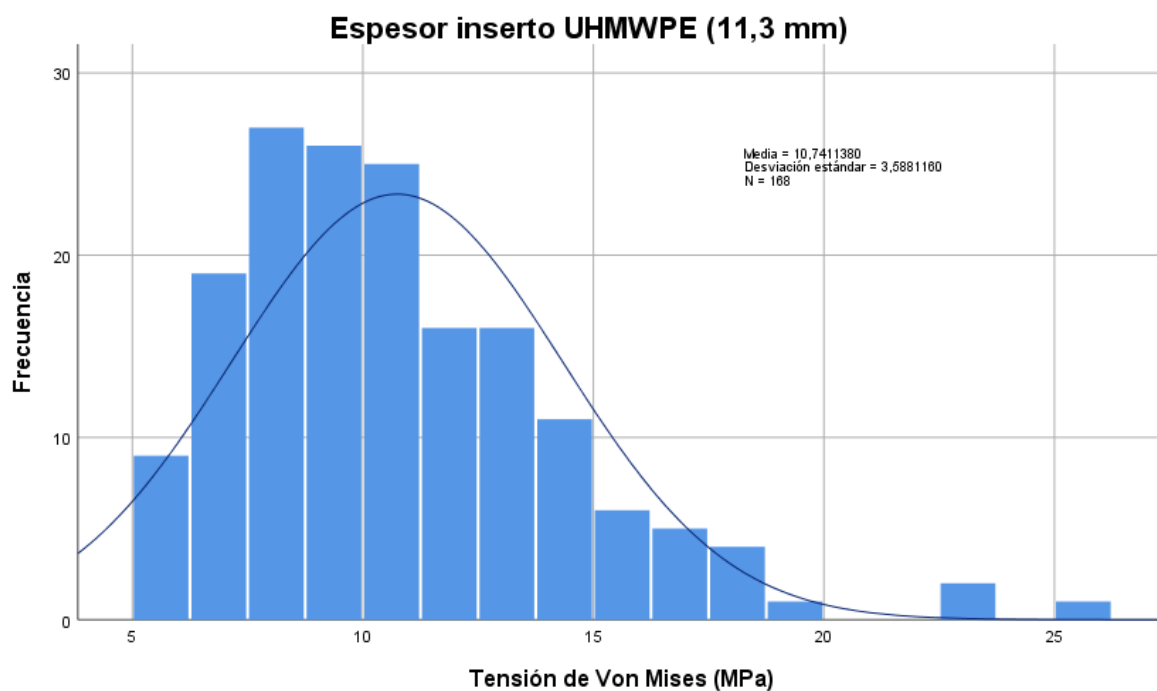


Fig. nº 52: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm

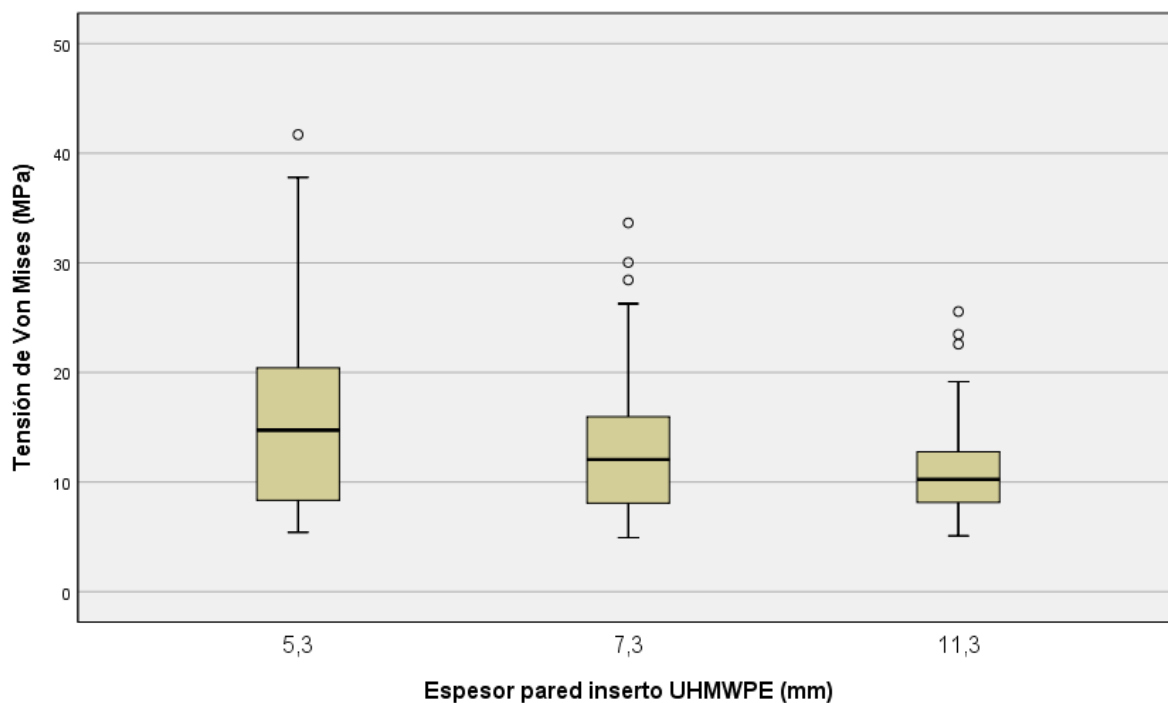


Fig. nº 53: Tensión de Tensión de Von Mises con fricción en función del espesor del inserto

Por lo que refiere al espesor del inserto podemos concluir que existe una leve pero consistente tendencia de al aumento del riesgo de desgaste a medida que se reduce el espesor de la pared del inserto acetabular.

4.3.6. Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades en raquis

Analizando primero el grupo correspondiente al tipo de cadera en la que varía el ángulo entre el eje diafisiario y el eje del cuello femoral, tipo por tipo, volvemos a encontrar variaciones importantes entre los dos tipos de fijación analizadas.

En el caso de la cadera Coxa-Valga (**CVg**) tenemos una variación de un 92,41 % entre la fijación cementada y la fijación no cementada, valor que se reduce a un 90,64 % en el caso de la cadera Normal (**N**) y que llega a un 83,87 % para la cadera Coxa-Vara (**CVr**).

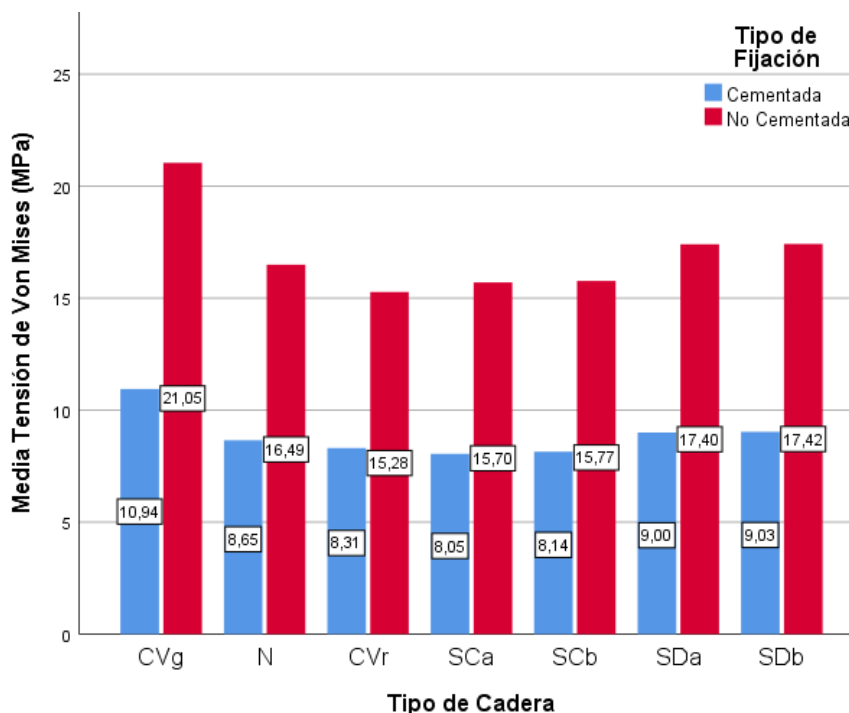


Fig. nº 54: Valores de Tensión de Von Mises según la morfología cérvico-diafisiaria y alteración de raquis

Cuando comparamos, en el caso de fijación no cementada, los valores de media de Tensión de Von Mises entre ellas, comprobamos que el tipo de cadera **N**, se encuentran en rangos intermedios entre la cadera **CVg** y la cadera **CVr**.

Los valores de las medias de tensión de VM son decrecientes desde la **CVg** hasta la **CVr**. Hay un primer salto de descenso desde la **CVg** a la **N** de un 27,65%, pasando por una variación menos acusada (7,92%) entre la cadera **N** y la cadera **CVr**.

En el caso de fijación cementada, también existe una tendencia desde la cadera **CVg**, aunque los valores de cadera **N** y la cadera **CVr** se encuentran muy parejos con medias de Tensión de VM entre ambos con una variación de un 4,1 %. Sin embargo, la variación decreciente desde la cadera **CVg** hacia la **N**, es menos pronunciada (26,47%) en este tipo de fijación que en el caso de la fijación no cementada.

Las transiciones entre estos tres tipos de cadera analizados, por lo que respecta a las medias de Tensión de Von Mises, son levemente más acusadas en el caso de fijaciones no cementadas que en el caso de cementadas, lo cual, sumado a los mayores valores de las primeras vuelve a arrojar tendencias, en esta comparativa, en la que las soluciones no cementadas tienen más riesgo de desgaste.

Cuando se trata de las deformidades de raquis, observadas de forma comparativa entre los dos tipos de fijación acetabular, las variaciones entre ambos vuelven a ser acusadas, si analizamos tipo a tipo de forma independiente (95,03 % para **SCa**; 93,73 % para **SCb**; 93,33 % para **SDa** y 92,91 % para **SDb**). Dicha comparativa cuenta con valores leves de variación, por cuanto la tendencia creciente en el caso de fijación no cementada oscila entre el 0,45 % (**SCb** y **SCa**), al 10,34 % (**SDa** y **SCb**) y finalmente al 0,11% (**SDb** y **SDa**). Dicha tendencia toma, en el caso de fijación cementada, unos valores similares de transición (1,12 % entre **SCb** y **SCa**, 10,56 % entre **SDa** y **SCb**, y finalmente un 0,33 % entre **SDb** y **SDa**).

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas. A continuación se muestran las tablas de frecuencia de este grupo de valores,

que recogen los parámetros principales de tensión de Von Mises para los cuatro tipo de deformidades más la normal.

		Estadístico
Normal (N)	Media	12,572397674 ⁶³
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	
	Mediana	
	Varianza	
	Desv. Desviación	
	Mínimo	
	Máximo	
	Rango	
	Rango intercuartil	
	Asimetría	
	Curtosis	

Tabla nº 37. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Normal (N)

		Estadístico
Coxa-Valga (CVg)	Media	15,994160854 ⁶⁶
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	
	Mediana	
	Varianza	
	Desv. Desviación	
	Mínimo	
	Máximo	
	Rango	
	Rango intercuartil	
	Asimetría	
	Curtosis	

Tabla nº 38. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)

⁶³ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $12,572397674 \pm 0,6666667404$.

⁶⁴ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,074 \pm 0,283$.

⁶⁵ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,626 \pm 0,559$.

⁶⁶ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $15,994160854 \pm 0,9616425408$.

⁶⁷ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,244 \pm 0,283$.

⁶⁸ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,259 \pm 0,559$.

		Estadístico	
Coxa Vara (CVr)	Media	11,793649380 ⁶⁹	
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	10,630443883
		Límite superior	12,956854877
	Media recortada al 5%	11,452876714	
	Mediana	10,743814500	
	Varianza	24,503	
	Desv. Desviación	4,9500532957	
	Mínimo	5,4372555	
	Máximo	26,0297980	
	Rango	20,5925425	
	Rango intercuartil	6,7466475	
	Asimetría	0,963 ⁷⁰	
	Curtosis	0,342 ⁷¹	

Tabla nº 39. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Vara (CVR)

Estadístico			
Escoliosis	Media	11,874475361 ⁷²	
Compensada articulación alta (SCa)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	10,615759433
		Límite superior	13,133191289
	Media recortada al 5%	11,507451619	
	Mediana	10,392088500	
	Varianza	28,692	
	Desv. Desviación	5,3565005870	
	Mínimo	4,9257460	
	Máximo	28,1995180	
	Rango	23,2737720	
	Rango intercuartil	7,7544980	
	Asimetría	1,001 ⁷³	
	Curtosis	0,433 ⁷⁴	

Tabla nº 40. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCa

⁶⁹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $11,793649380 \pm 0,5833693754$.

⁷⁰ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,963 \pm 0,283$.

⁷¹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,342 \pm 0,559$.

⁷² El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $11,874475361 \pm 0,6312696481$.

⁷³ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,001 \pm 0,283$.

⁷⁴ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,433 \pm 0,559$.

			Estadístico
Escoliosis	Media		11,956668000 ⁷⁵
Compensada articulación baja (SCb)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	10,697023664
		Límite superior	13,216312336
	Media recortada al 5%		11,562789761
	Mediana		10,268931500
	Varianza		28,734
	Desv. Desviación		5,3604514539
	Mínimo		5,0953340
	Máximo		27,7872760
	Rango		22,6919420
	Rango intercuartil		7,6319744
	Asimetría		1,027 ⁷⁶
	Curtosis		0,457 ⁷⁷

Tabla nº 41. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCb

			Estadístico
Escoliosis	Media		13,203177097 ⁷⁸
Descompensada articulación alta (SDa)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	11,808676907
		Límite superior	14,597677288
	Media recortada al 5%		12,789798343
	Mediana		11,749704500
	Varianza		35,216
	Desv. Desviación		5,9343342870
	Mínimo		5,4015220
	Máximo		32,0743900
	Rango		26,6728680
	Rango intercuartil		8,2953455
	Asimetría		1,031 ⁷⁹
	Curtosis		0,621 ⁸⁰

Tabla nº 42. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDa

⁷⁵ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $11,956668000 \pm 0,6317352622$.

⁷⁶ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,027 \pm 0,283$.

⁷⁷ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,457 \pm 0,559$.

⁷⁸ El valor de la Media incluyendo su Error de estándar es $13,203177097 \pm 0,6993680027$.

⁷⁹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,031 \pm 0,283$.

⁸⁰ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,621 \pm 0,559$.

			Estadístico
Escoliosis Descompensada articulación baja (SDb)	Media		13,225991556 ⁸¹
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	11,840050476
		Límite superior	14,611932635
	Media recortada al 5%		12,806806801
	Mediana		11,438701500
	Varianza		34,785
	Desv. Desviación		5,8979107534
	Mínimo		5,6783010
	Máximo		29,7437020
	Rango		24,0654010
	Rango intercuartil		8,2135160
	Asimetría		0,984 ⁸²
	Curtosis		0,270 ⁸³

Tabla nº 43. Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDb

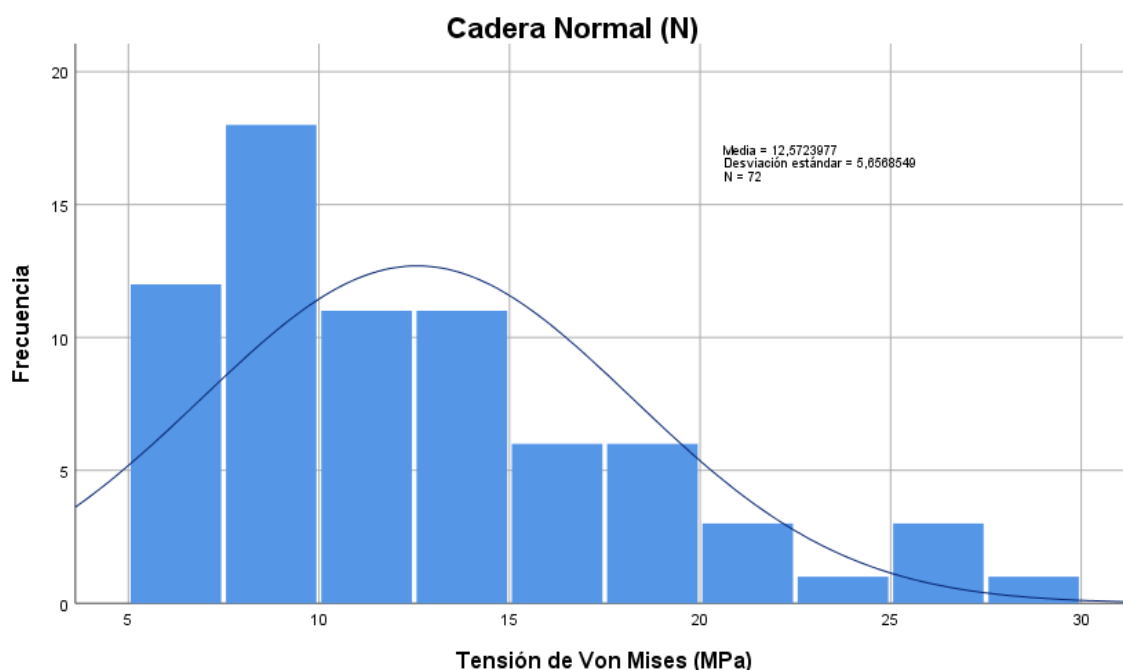


Fig. nº 55: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Normal (N)

⁸¹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $13,225991556 \pm 0,6950754481$.

⁸² El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,984 \pm 0,283$.

⁸³ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,270 \pm 0,559$.

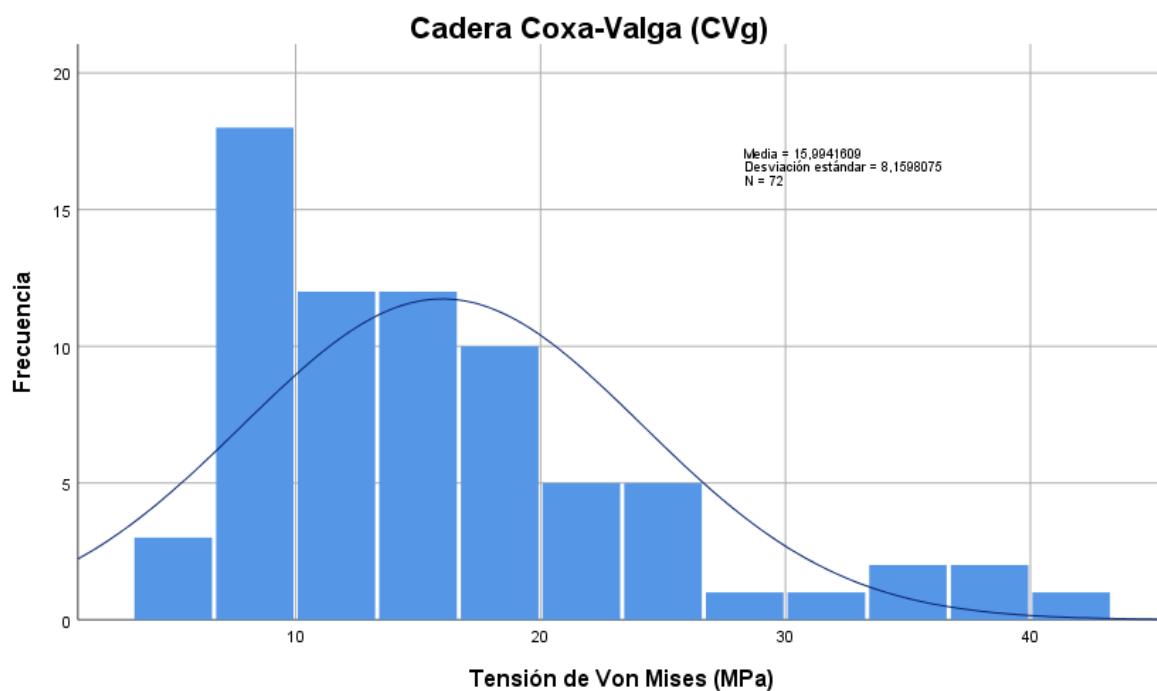


Fig. nº 56: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)

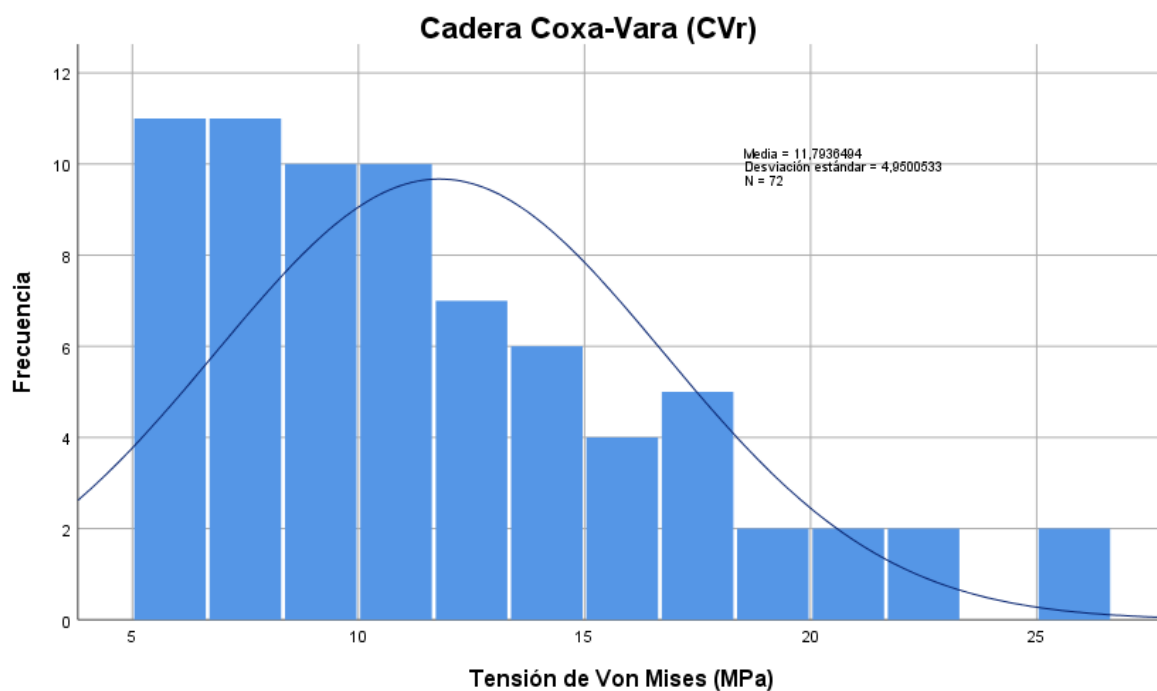


Fig. nº 57: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)

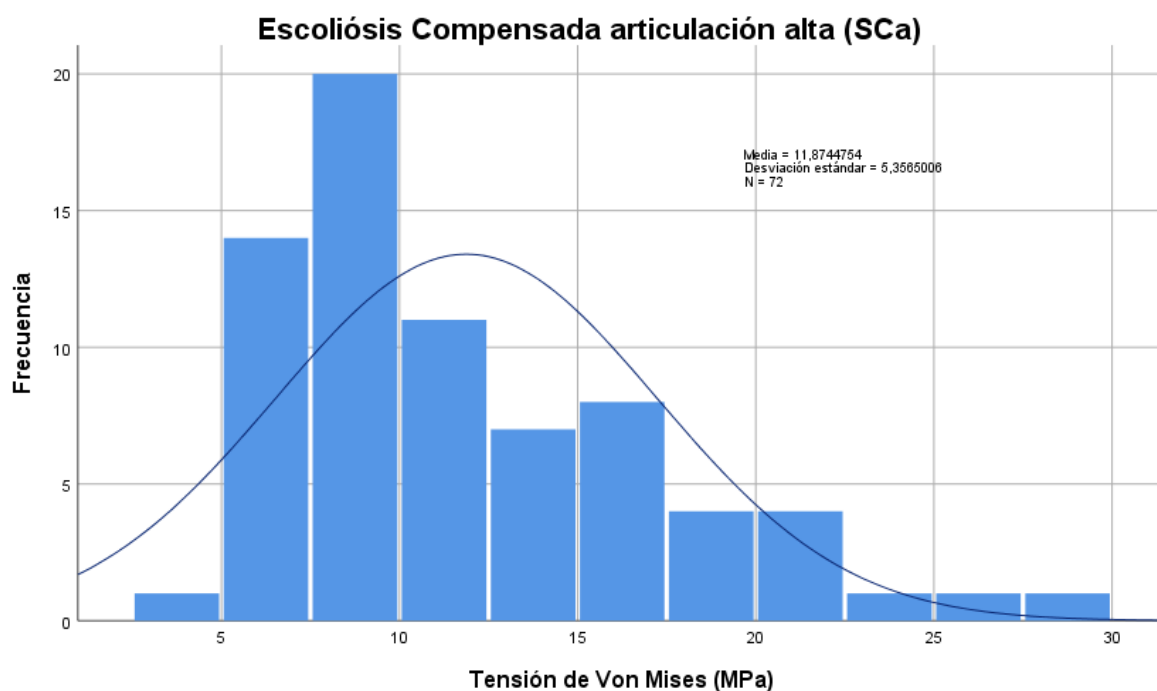


Fig. nº 58: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCa

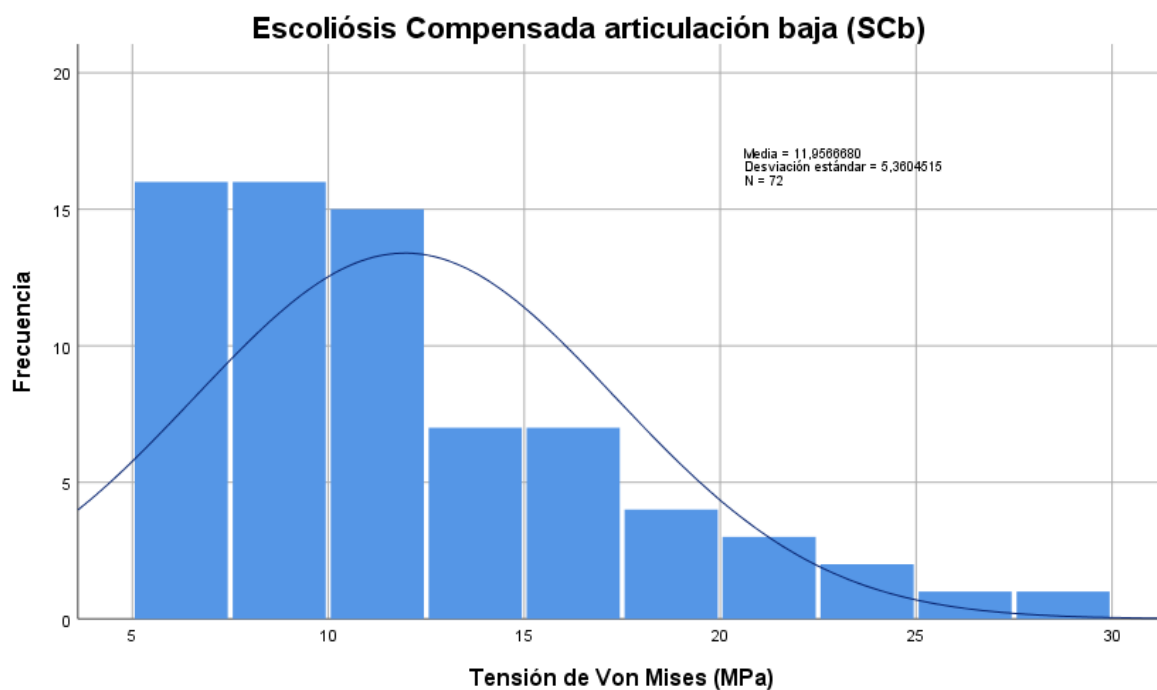


Fig. nº 59: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCb

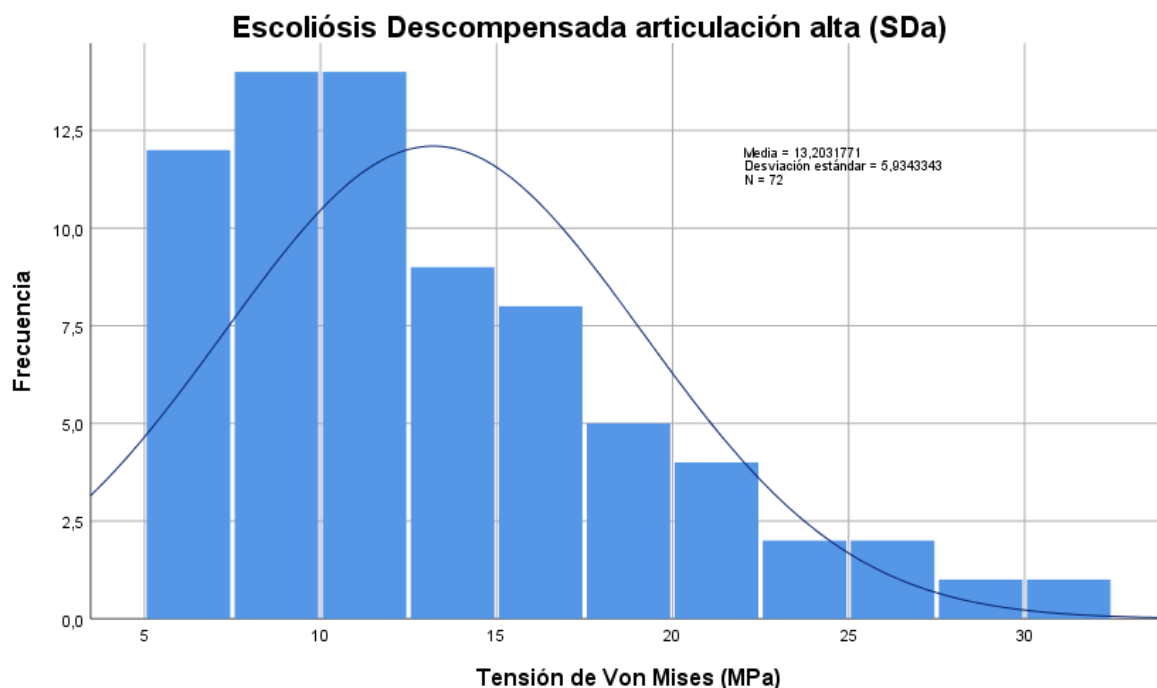


Fig. nº 60: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDa

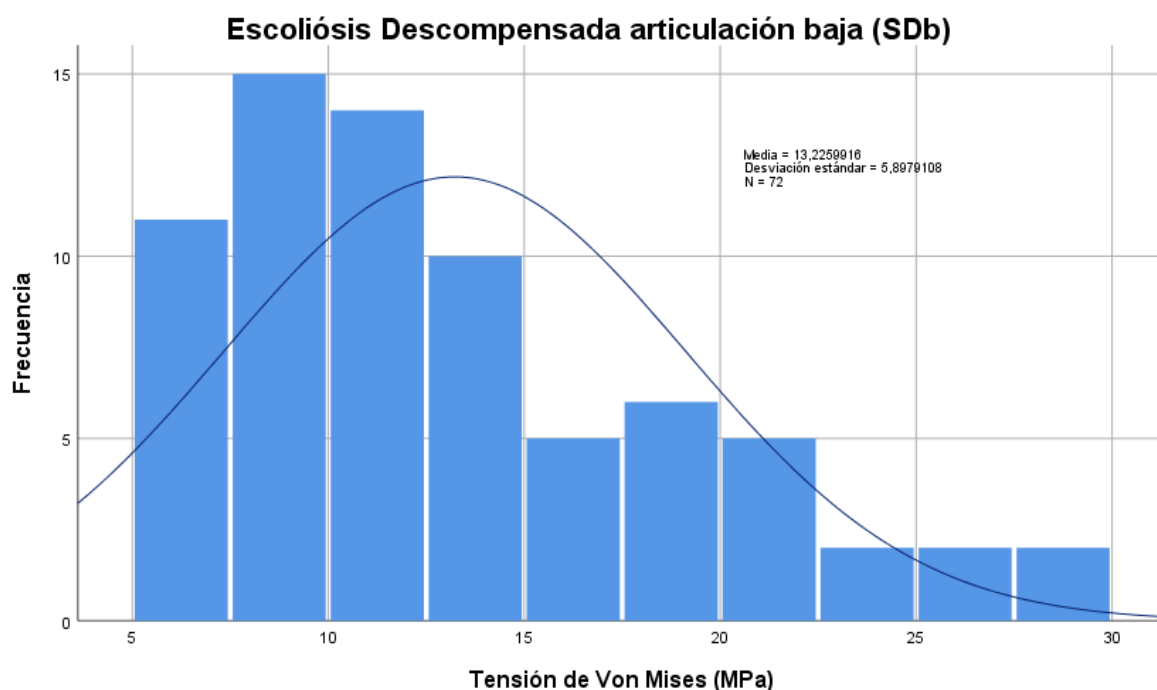


Fig. nº 61: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDb

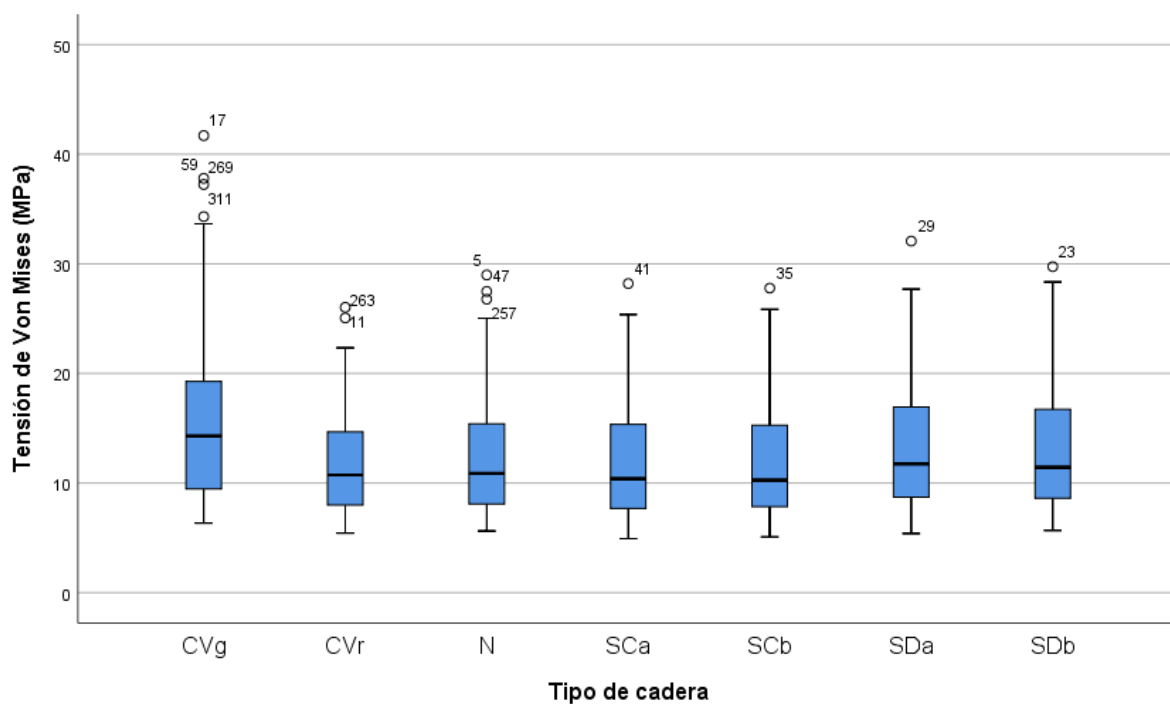


Fig. nº 62: Tensión de Tensión de Von Mises con fricción en función del tipo de cadera

Resumiendo lo anteriormente detallado podemos decir que en el caso de la morfología cérvico-diafisiaria, los valores tienden a acusar el mayor riesgo de desgaste en el caso Valgo y el menor en el caso Varo.

Sin embargo en el caso de la deformación de raquis no existe una preminencia clara de ninguno de los casos estudiados.

4.4. Intensidad de Tensión con fuerza de fricción.

En la siguiente salida de resultados, el esquema es el mismo que ya se realizó para la Tensión de Von Mises con una breve salvedad.

Dado que los resultados de Intensidad de Tensión guardan una dependencia notable respecto a los de Tensión de von Mises, se ha omitido un análisis por regresión múltiple en la primera al resultar redundante a nivel significativo y conclusivo.

Pese a ello y de cara a que los resultados pudieran ser consultados variable a variable, si se realiza una exposición de estos de forma similar a como ya se hiciera con Von Mises.

4.4.1. Tipo de fijación

Al igual que en valor de Tensión de Von Mises, a continuación se representa el tipo de fijación de forma independiente.

			Estadístico
Cementada	Media		10,244817913 ⁸⁴
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	9,881438274
		Límite superior	10,608197551
	Media recortada al 5%		10,029346791
	Mediana		9,454767000
	Varianza		8,579
	Desv. Desviación		2,9289613725
	Mínimo		5,6871505
	Máximo		21,5671080
	Rango		15,8799575
	Rango intercuartil		3,6251064
	Asimetría		1,189 ⁸⁵
	Curtosis		1,718 ⁸⁶

Tabla nº 44. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para fijación Cementada

			Estadístico
No Cementada	Media		19,304225224 ⁸⁷
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	18,481155274
		Límite superior	20,127295175
	Media recortada al 5%		18,886354174
	Mediana		18,204372000
	Varianza		44,013
	Desv. Desviación		6,6342189748
	Mínimo		8,8917640
	Máximo		47,0436560
	Rango		38,1518920
	Rango intercuartil		8,4565520
	Asimetría		1,041 ⁸⁸
	Curtosis		1,495 ⁸⁹

Tabla nº 45. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para fijación No Cementada

⁸⁴ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $10,244817913 \pm 0,1845072236$.

⁸⁵ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,189 \pm 0,153$.

⁸⁶ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,718 \pm 0,306$.

⁸⁷ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $19,304225224 \pm 0,4179165131$.

⁸⁸ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,041 \pm 0,153$.

⁸⁹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,495 \pm 0,306$.

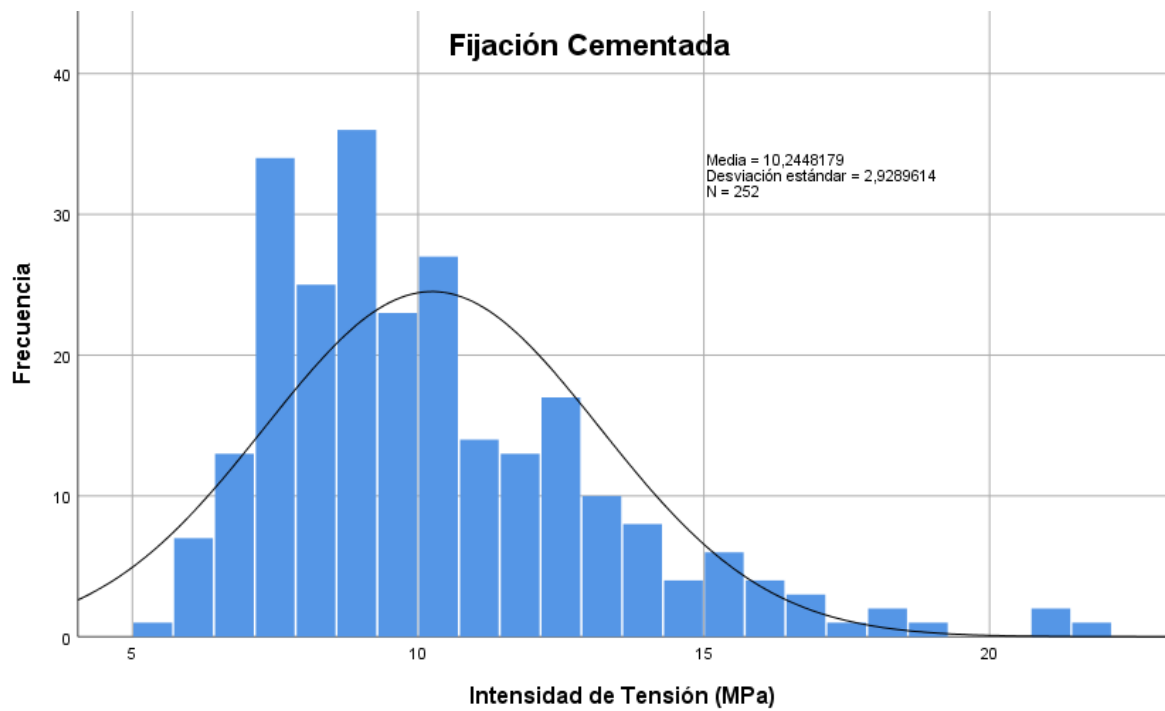


Fig. n° 63: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para fijación cementada.

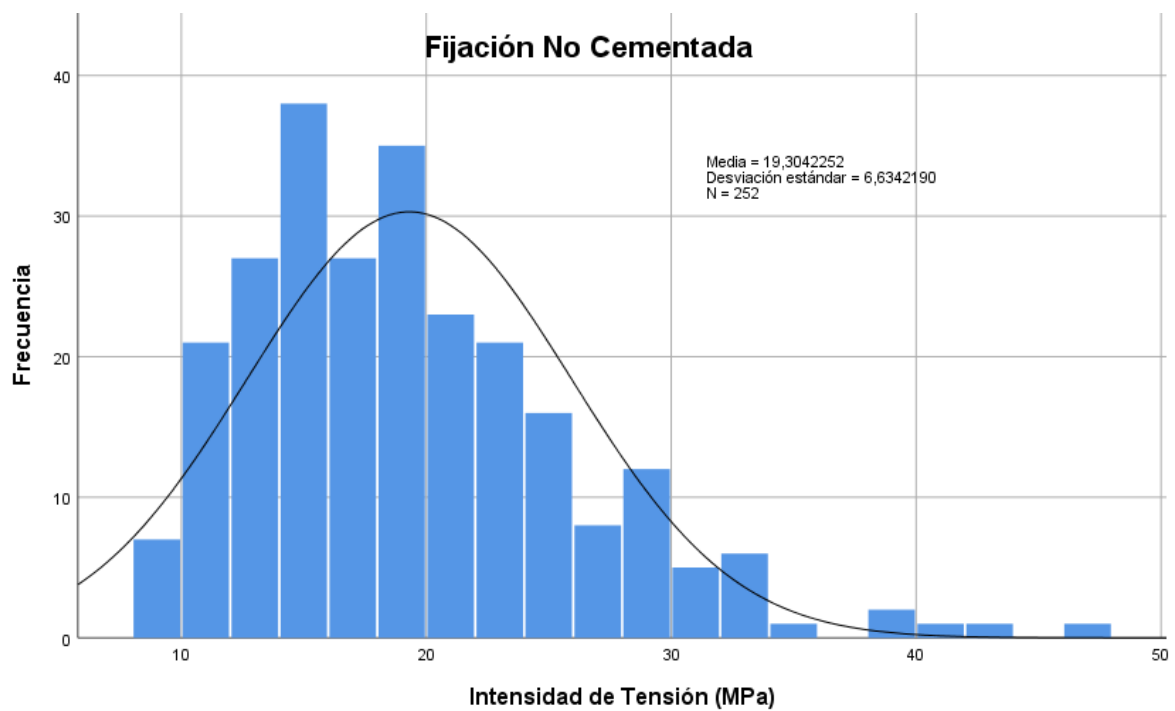


Fig. n° 64: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para fijación no cementada.

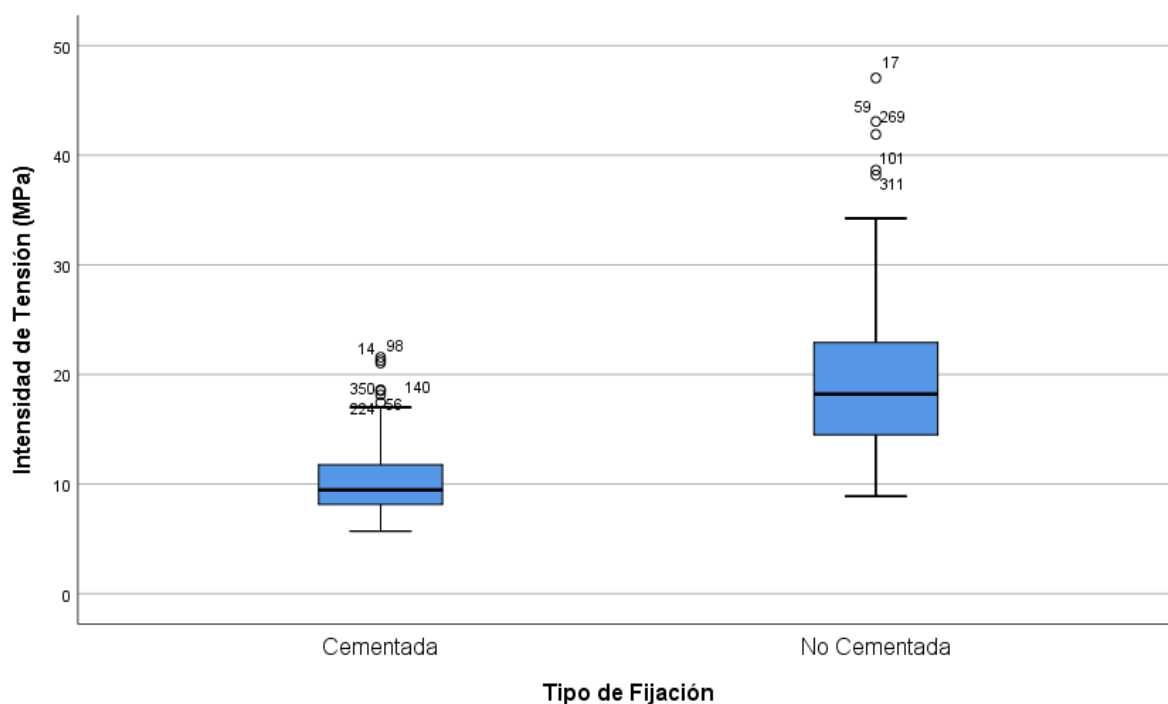


Fig. nº 65: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de fijación acetabular.

Al igual que en el caso de la Tensión de Von Mises, se constata la fuerte relación entre el tipo de fijación y el desgaste, siendo el riesgo de desgaste considerablemente mayor en el caso de no cementada que en el caso de fijación cementada.

4.4.2. Posicionamiento del centro articular

Al igual que ya fue detallado para la Media de Tensión de Von Mises, en la Media de Intensidad de Tensión, los ordenes de magnitud, pero sobre todo las tendencias se repiten de la misma forma.

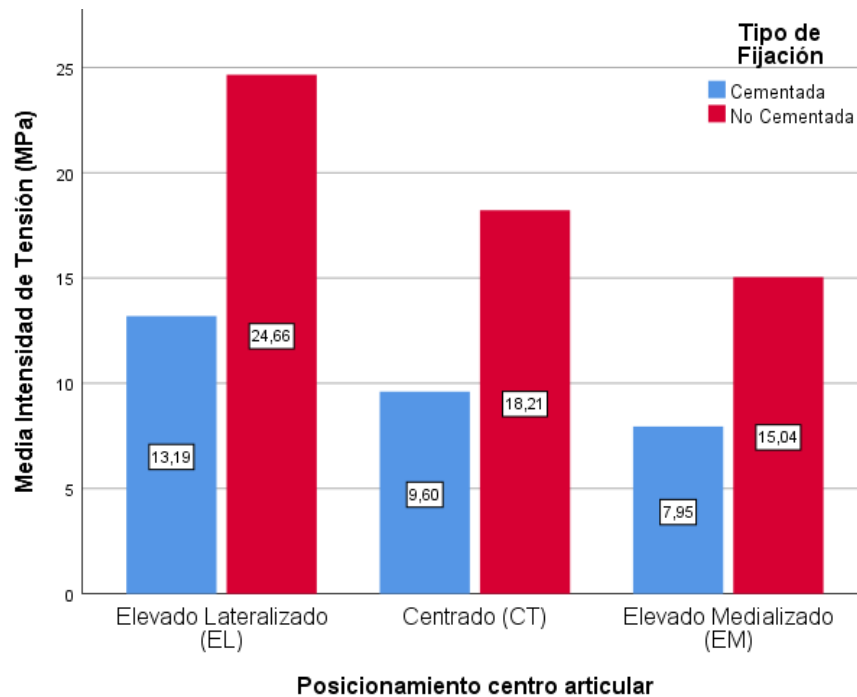


Fig. nº 66: Valores de Intensidad de Tensión frente según el Posicionamiento del centro articular

Los valores de Media de Intensidad de Tensión para el caso de posicionamiento **EL** varían un 86,96 % entre fijación cementada y no cementada. Mientras que en el caso de posicionamiento **CT** el valor es de 89,69 % de variación entre los dos tipos de fijación. Finalmente, para el caso de posicionamiento **EM**, el valor es de 89,18 %.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas. A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores, que recogen los parámetros principales de tensión de Von Mises para los cuatro tipo de deformidades más la normal.

Estadístico			
Posicionamiento	Media	13,908018294 ⁹⁰	
Centrado	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	13,070368393
		Límite superior	14,745668196
	Media recortada al 5%	13,583785236	
	Mediana	12,074412500	
	Varianza	30,243	
	Desv. Desviación	5,4993381627	
	Mínimo	6,7664410	
	Máximo	28,4382700	
	Rango	21,6718290	
	Rango intercuartil	8,5066555	
	Asimetría	0,825 ⁹¹	
	Curtosis	-0,392 ⁹²	

Tabla nº 46. Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Centrado

			Estadístico
Posicionamiento	Media		18,920498554 ⁹³
Elevado Lateralizado	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	17,724746676
		Límite superior	20,116250432
	Media recortada al 5%		18,365151210
	Mediana		16,283273500
	Varianza		61,628
	Desv. Desviación		7,8503488412
	Mínimo		8,4585590
	Máximo		47,0436560
	Rango		38,5850970
	Rango intercuartil		11,4439755
	Asimetría		1,024 ⁹⁴
	Curtosis		0.637 ⁹⁵

Tabla nº 47. Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado

⁹⁰ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $13,908018294 \pm 0,4242831505$.

⁹¹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,825 \pm 0,187$.

⁹² El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $-0,392 \pm 0,373$.

⁹³ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $18,920498554 \pm 0,6056675623$.

⁹⁴ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,024 \pm 0,187$.

⁹⁵ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,637 \pm 0,373$.

		Estadístico
Posicionamiento	Media	11,495047857 ⁹⁶
Elevado Medializado	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	11,240851775
	Mediana	9,748484000
	Varianza	20,231
	Desv. Desviación	4,4978646928
	Mínimo	5,6871505
	Máximo	23,0932340
	Rango	17,4060835
	Rango intercuartil	7,1827590
	Asimetría	0,799 ⁹⁷
	Curtosis	-0,506 ⁹⁸

Tabla nº 48. Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado

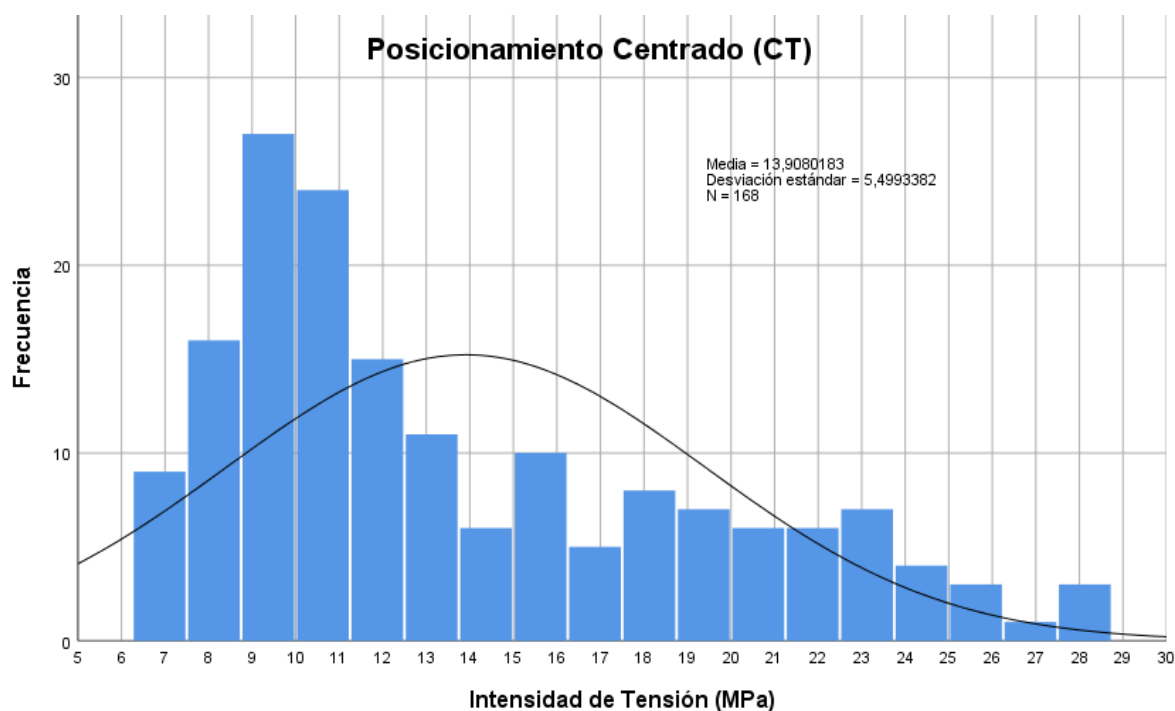


Fig. nº 67: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Centrado

⁹⁶ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es 11,495047857 ± 0,3470177949.

⁹⁷ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es 0,799 ± 0,187

⁹⁸ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es -0,506 ± 0,373.

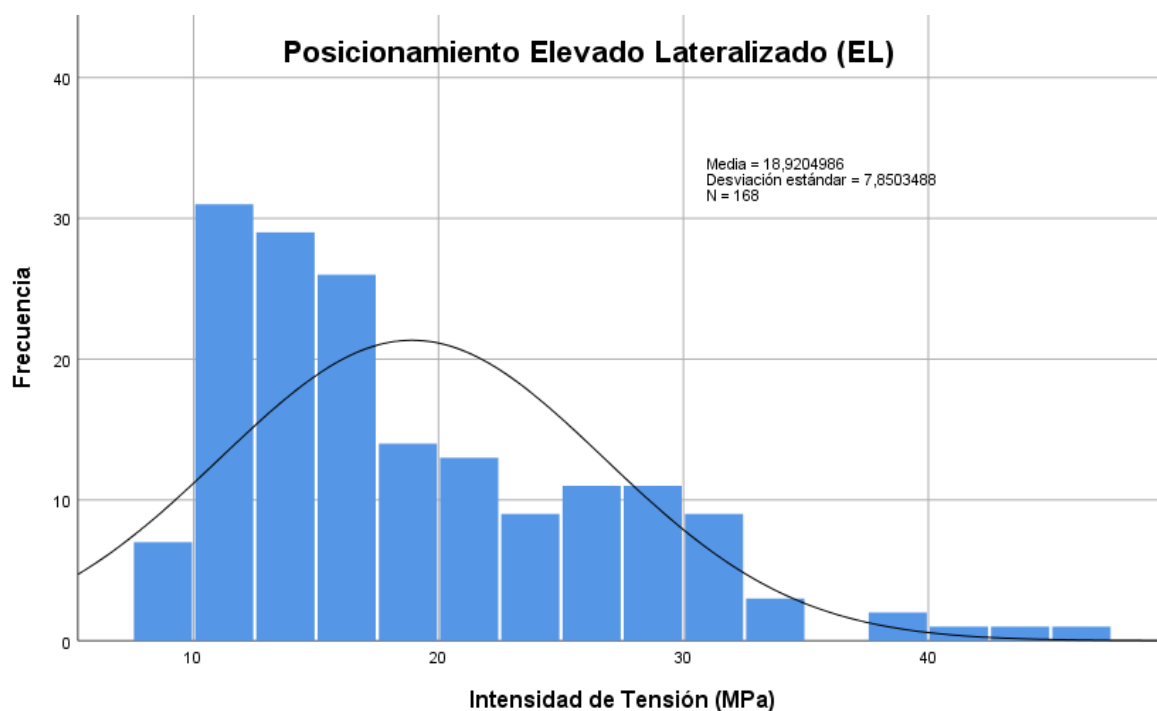


Fig. nº 68: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado

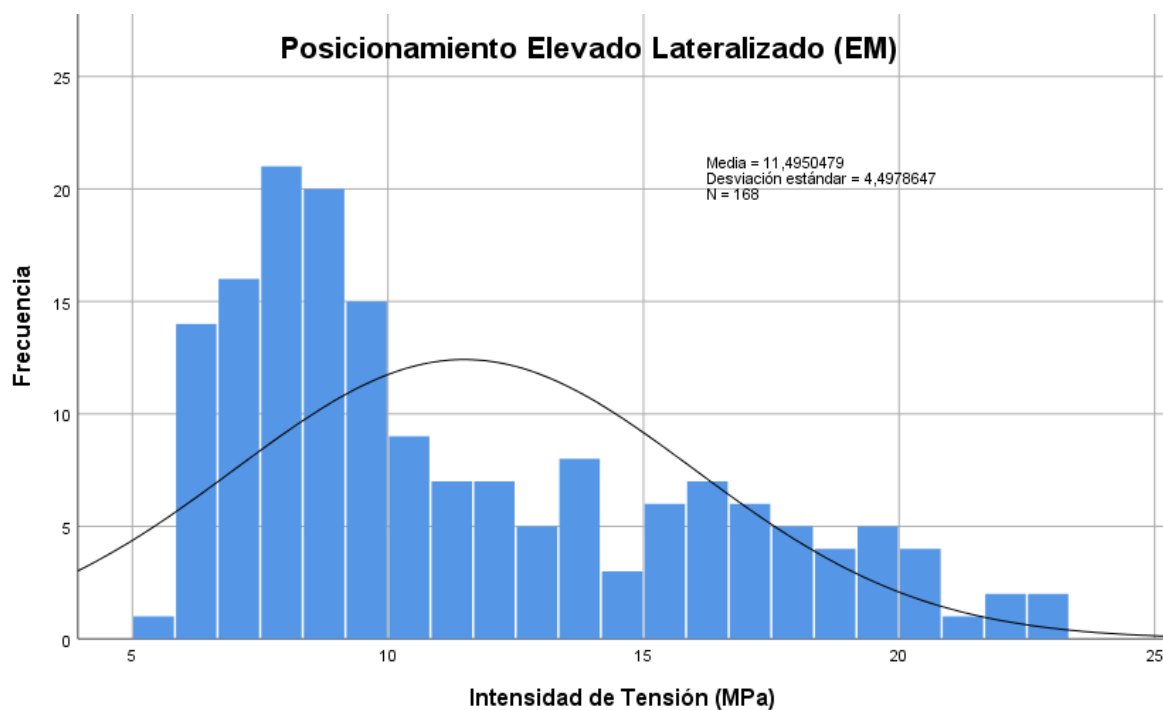


Fig. nº 69: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado

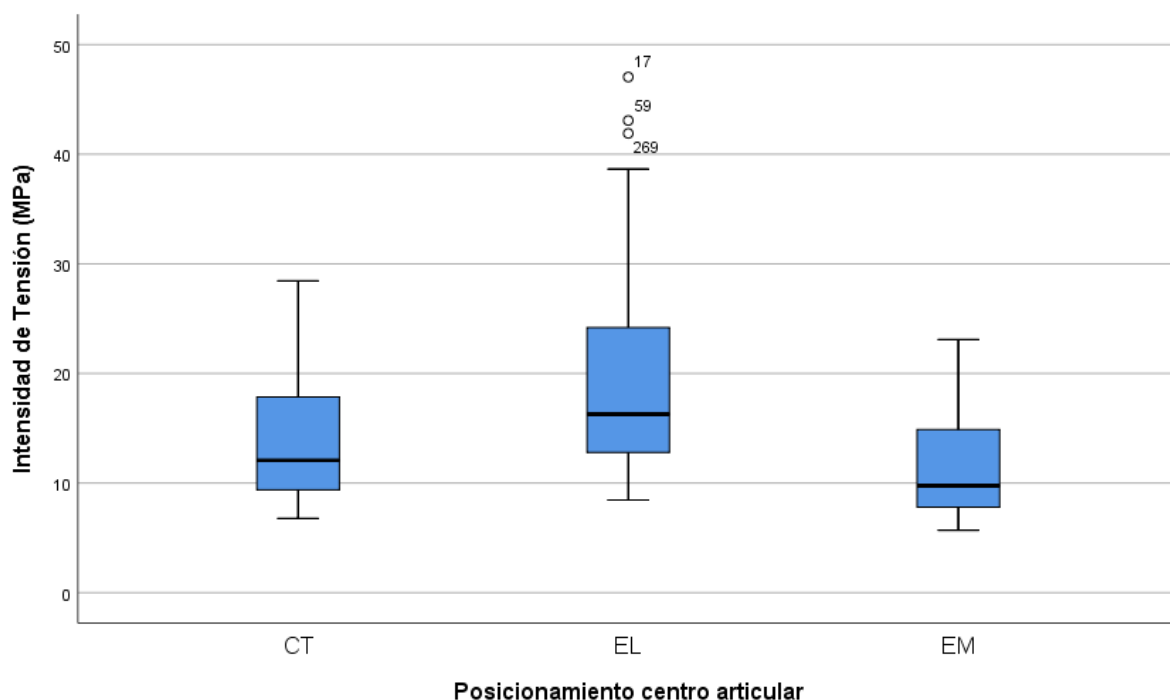


Fig. nº 70: Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de Posicionamiento del centro articular

De nuevo (como con las tensiones de Von Mises) aquí podemos concluir que las posiciones Elevadas y Lateralizadas (**EL**) a al luz de los resultados, poseen más riesgo de desgaste, mientras que las posiciones del centro articular Elevadas y Medializadas (**EM**) son las que menor riesgo acarrearán.

4.4.3. Material de la cabeza femoral

En el caso de los valores de Media Intensidad de Tensión, las variaciones entre los dos materiales es del 16,14 % para el caso de fijación cementada y del 9,69 % en el caso de fijación no cementada. Como en el caso de Tensión de Von Mises, los valores de Intensidad de Tensión son menores para el material cerámico que para el material metálico.

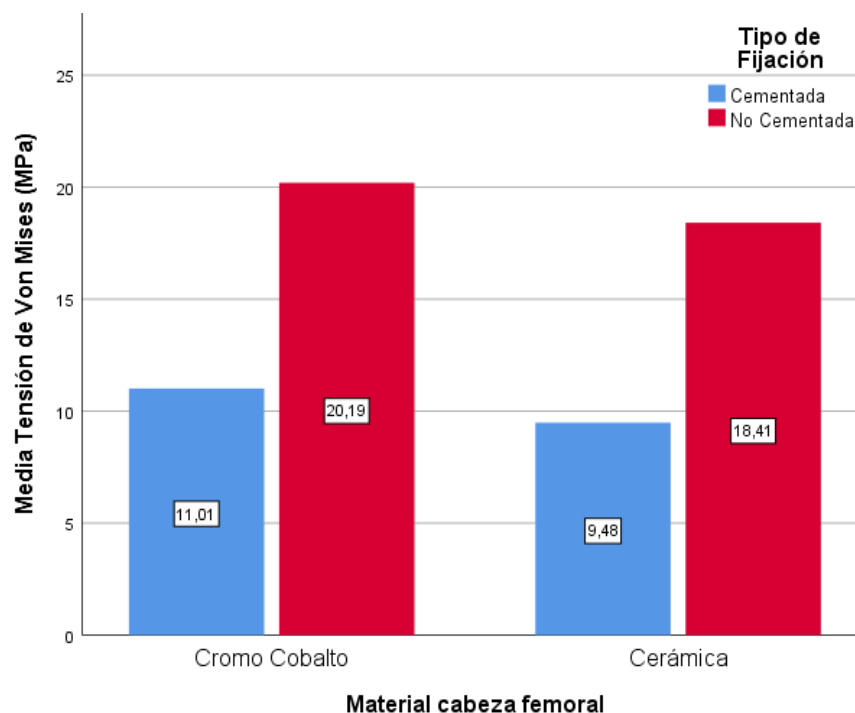


Fig. nº 71: Valores de Intensidad de Tensión según el material de la cabeza femoral

Para cada material, de nuevo la fijación cementada tiene valores de Intensidad de Tensión menor que para la fijación no cementada. En el caso de cabeza femoral de CoCr la variación entre ambos tipos de fijación es del 83,38 % mientras que para el ZrO_2 es del 94,20 %.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas. A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores.

			Estadístico
Cromo Cobalto	Media		15,601212972 ⁹⁹
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	14,735292685
		Límite superior	16,467133259
	Media recortada al 5%		15,034429629
	Mediana		13,958154500
	Varianza		48,715
	Desv. Desviación		6,9796070098
	Mínimo		6,9683360
	Máximo		47,0436560
	Rango		40,0753200
	Rango intercuartil		9,1041753
	Asimetría		1,275 ¹⁰⁰
	Curtosis		1,913 ¹⁰¹

Tabla nº 49. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para material metálico (CoCr)

			Estadístico
Cerámica	Media		13,947830165 ¹⁰²
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	13,127649490
		Límite superior	14,768010840
	Media recortada al 5%		13,381868101
	Mediana		12,293658500
	Varianza		43,704
	Desv. Desviación		6,6109304465
	Mínimo		5,6871505
	Máximo		43,0722000
	Rango		37,3850495
	Rango intercuartil		8,8782380
	Asimetría		1,292 ¹⁰³
	Curtosis		1,851 ¹⁰⁴

Tabla nº 50. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para material cerámico (ZrO₂)

⁹⁹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $15,601212972 \pm 0,1845072236$.

¹⁰⁰ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,275 \pm 0,153$.

¹⁰¹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,913 \pm 0,306$.

¹⁰² El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $13,947830165 \pm 0,4179165131$.

¹⁰³ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,292 \pm 0,153$.

¹⁰⁴ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,851 \pm 0,306$.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

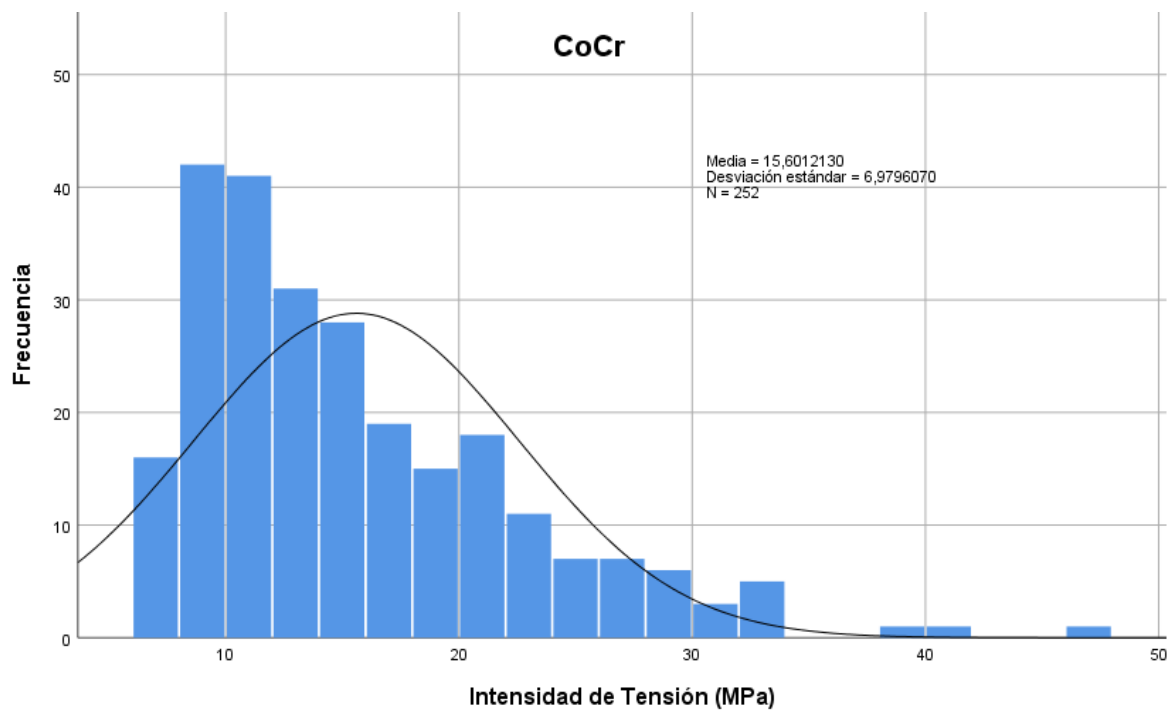


Fig. nº 72: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para material metálico (CoCr)

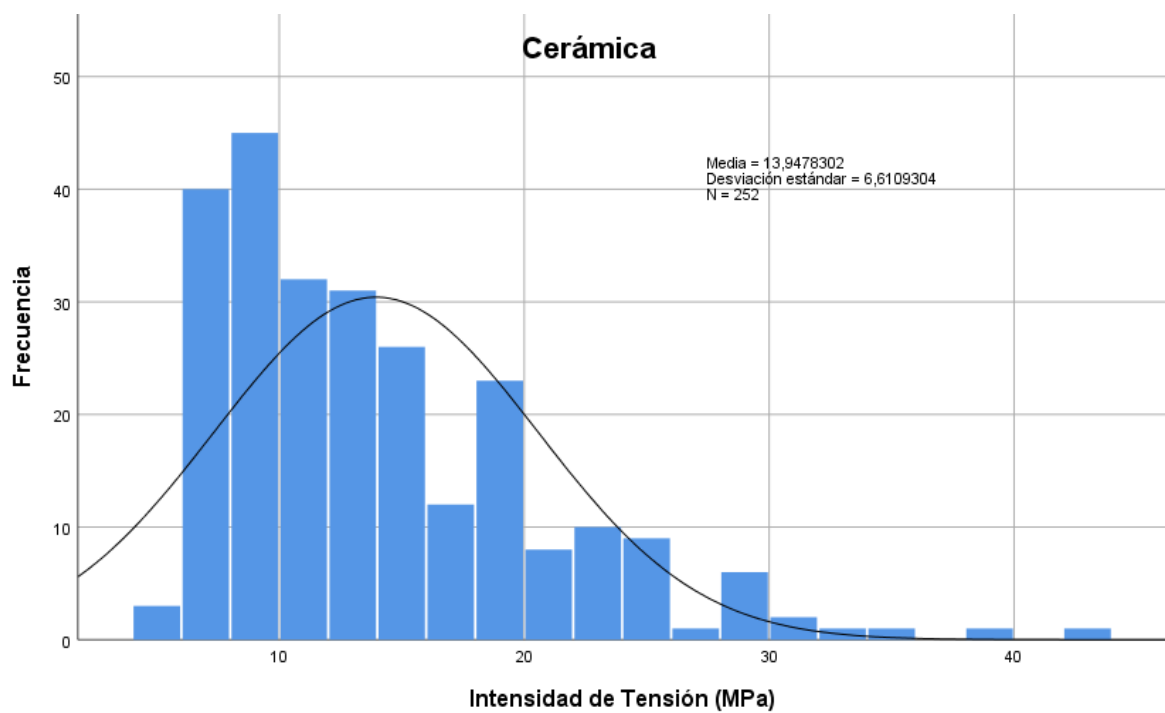


Fig. nº 73: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para material cerámico (ZrO₂)

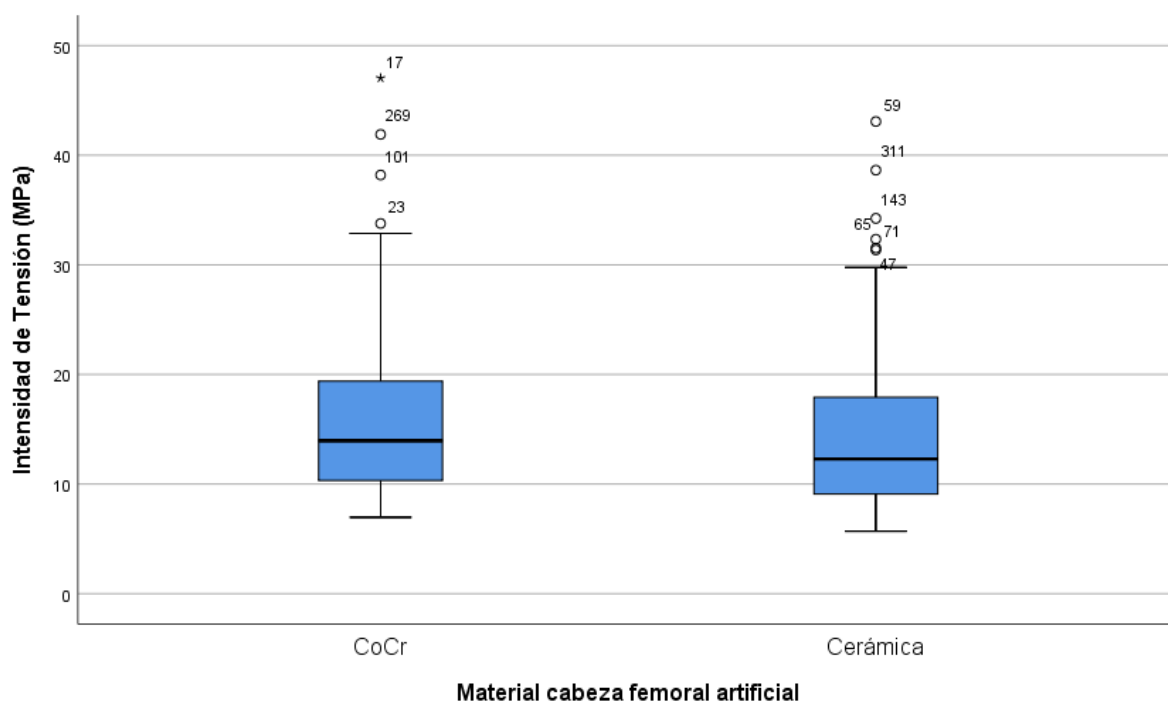


Fig. nº 74: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de material de la cabeza femoral

Como resumen de este apartado, podemos indicar la poca variación que se observa en el riesgo de desgaste en el caso de los dos tipos de material, como ya ocurriera con las tensiones de Von Mises.

4.4.4. Diámetro de la cabeza femoral

En los resultados se observan variaciones de Media de Intensidad de Tensión del 82,43 % en diámetros de 32 mm entre los dos tipos de fijaciones y del 95,94 % con diámetros de 36 mm.

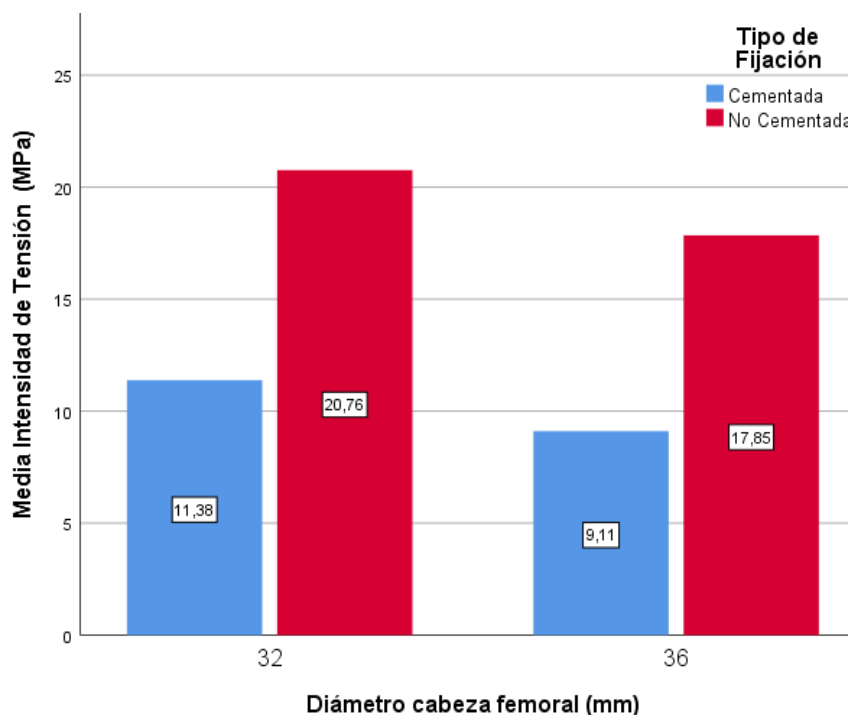


Fig. nº 75: Valores de Intensidad de Tensión según el Diámetro de la cabeza femoral

La comparativa entre el mismo tipo de fijación entre los dos diámetros arroja resultados del 24,92 % en fijación cementada y en cementada 16,30 %.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas. A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores.

Estadístico		
Diámetro de 32 mm	Media	16,068872811 ¹⁰⁵
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	
	Mediana	
	Varianza	
	Desv. Desviación	
	Mínimo	
	Máximo	
	Rango	
	Rango intercuartil	
	Asimetría	
	Curtosis	

Tabla nº 51. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 32 mm

Estadístico		
Diámetro de 36 mm	Media	13,480170326 ¹⁰⁸
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	
	Mediana	
	Varianza	
	Desv. Desviación	
	Mínimo	
	Máximo	
	Rango	
	Rango intercuartil	
	Asimetría	
	Curtosis	

Tabla nº 52. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 36 mm

¹⁰⁵ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $16,068872811 \pm 0,4423042151$.

¹⁰⁶ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,260 \pm 0,153$.

¹⁰⁷ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,832 \pm 0,306$.

¹⁰⁸ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $13,480170326 \pm 0,4039882422$.

¹⁰⁹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,331 \pm 0,153$.

¹¹⁰ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,963 \pm 0,306$.

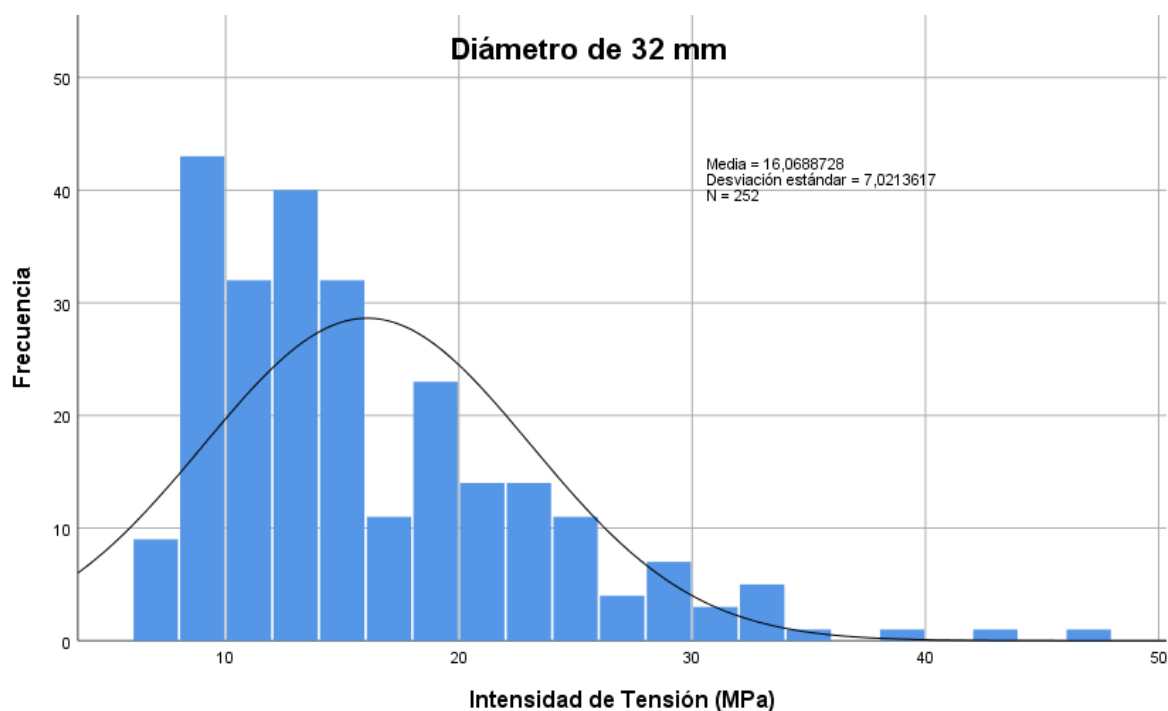


Fig. nº 76: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 32 mm

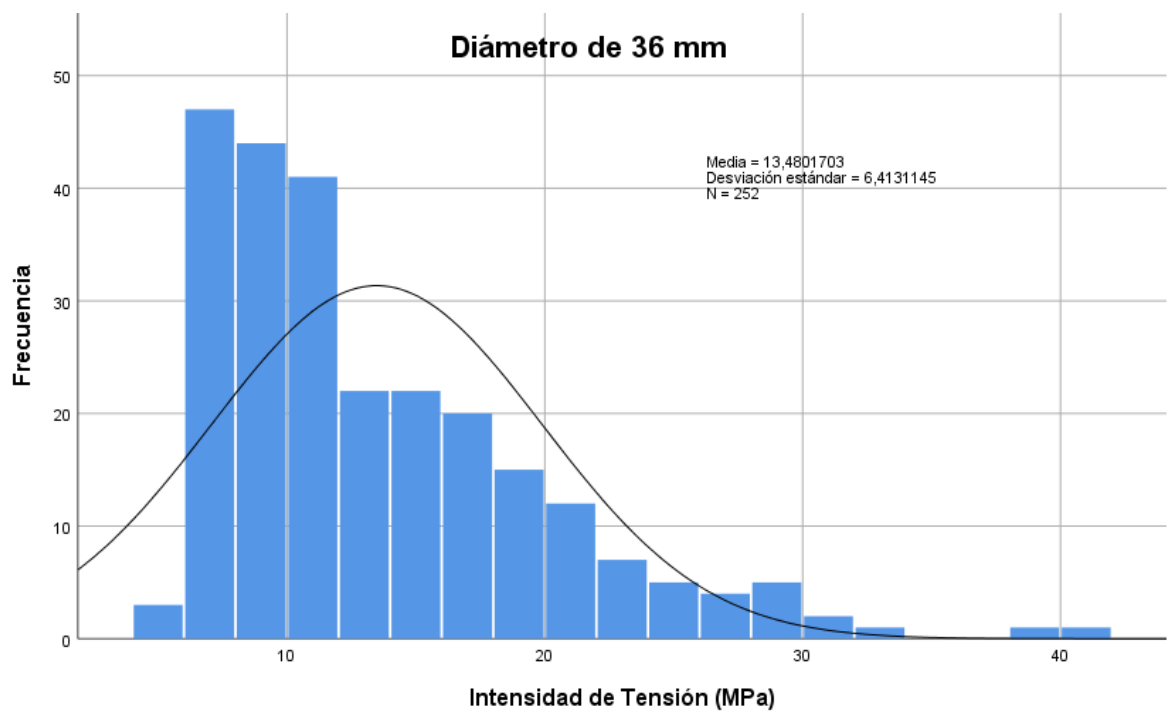


Fig. nº 77: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 36 mm

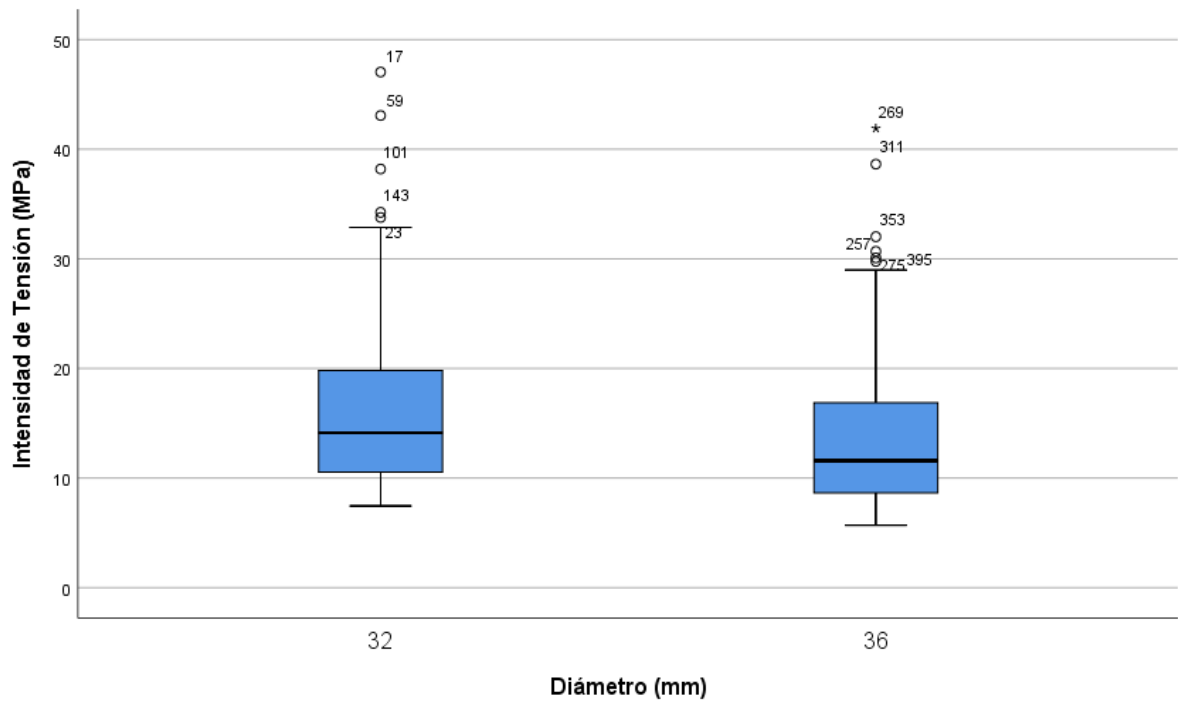


Fig. nº 78: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del diámetro del par de fricción

Sin que constituya una excepción, se observa que el riesgo de desgaste ante valores de diámetro diferentes no cambia significativamente.

4.4.5. Espesor del inserto de UHMWPE

Al igual que la tendencia en el análisis que se realizó para la Media de la Tensión de Von Mises, se observa una homogeneidad en los resultados de Media de Intensidad de Tensión en los tres espesores para fijación cementada. Incluso esta vez con valores prácticamente iguales entre los diámetros mayores de 7,3 mm y de 11,3 mm.

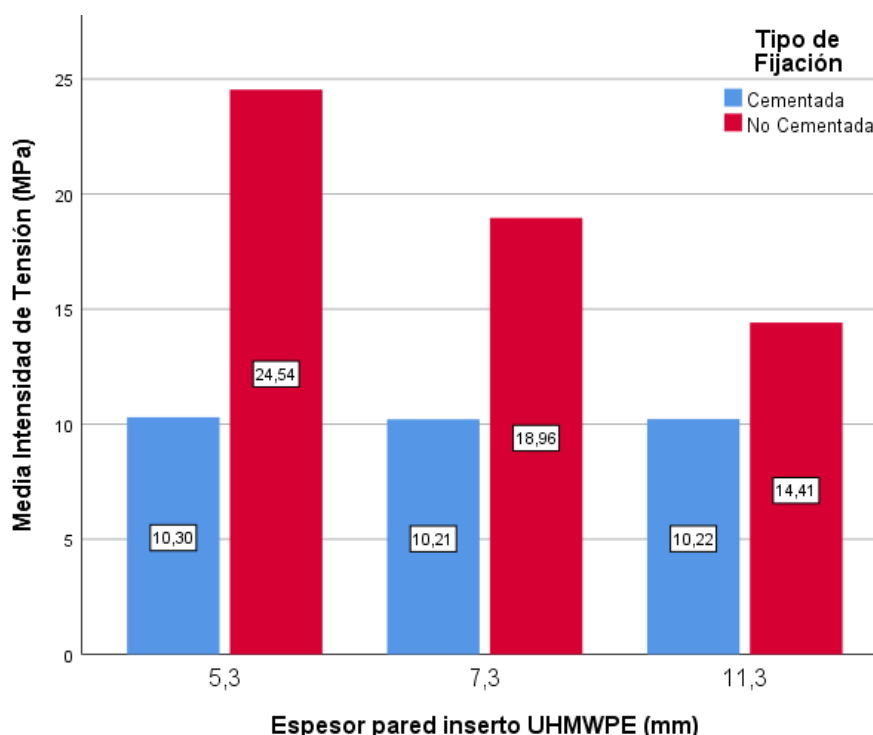


Fig. nº 79: Valores de Intensidad de Tensión según el espesor del inserto

La tendencia levemente descendente del VM, aquí se vuelve prácticamente plana con una variación del 0,88 % entre 5,3 y 7,3 mm (con descenso de una a otra), pasando a una variación del 0,10 % entre los espesores de 7,3 mm y de 11,3 mm (esta vez de incremento entre ambas).

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas. A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores.

Estadístico		
Espesor 5,3 mm	Media	17,419282562 ¹¹¹
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	16,897951035
	Mediana	16,814285000
	Varianza	74,092
	Desv. Desviación	8,6076504967
	Mínimo	6,2450990
	Máximo	47,0436560
	Rango	40,7985570
	Rango intercuartil	13,5123082
	Asimetría	0,758 ¹¹²
	Curtosis	0,154 ¹¹³

Tabla nº 53. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 5,3 mm

Estadístico		
Espesor 7,3 mm	Media	14,588521718 ¹¹⁴
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	14,175283041
	Mediana	13,803662500
	Varianza	37,028
	Desv. Desviación	6,0850811941
	Mínimo	5,6871505
	Máximo	38,1950320
	Rango	32,5078815
	Rango intercuartil	8,9287735
	Asimetría	0,980 ¹¹⁵
	Curtosis	1,104 ¹¹⁶

Tabla nº 54. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm

¹¹¹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $17,419282562 \pm 0,6640946535$.

¹¹² El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,758 \pm 0,187$.

¹¹³ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,154 \pm 0,373$.

¹¹⁴ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $14,588521718 \pm 0,4694742065$.

¹¹⁵ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,980 \pm 0,187$.

¹¹⁶ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,104 \pm 0,373$.

Estadístico		
Espesor de 11,3 mm	Media	12,315760426 ¹¹⁷
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior
		Límite superior
	Media recortada al 5%	
	Mediana	
	Varianza	
	Desv. Desviación	
	Mínimo	
	Máximo	
	Rango	
	Rango intercuartil	
	Asimetría	
	Curtosis	

Tabla n° 55. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm

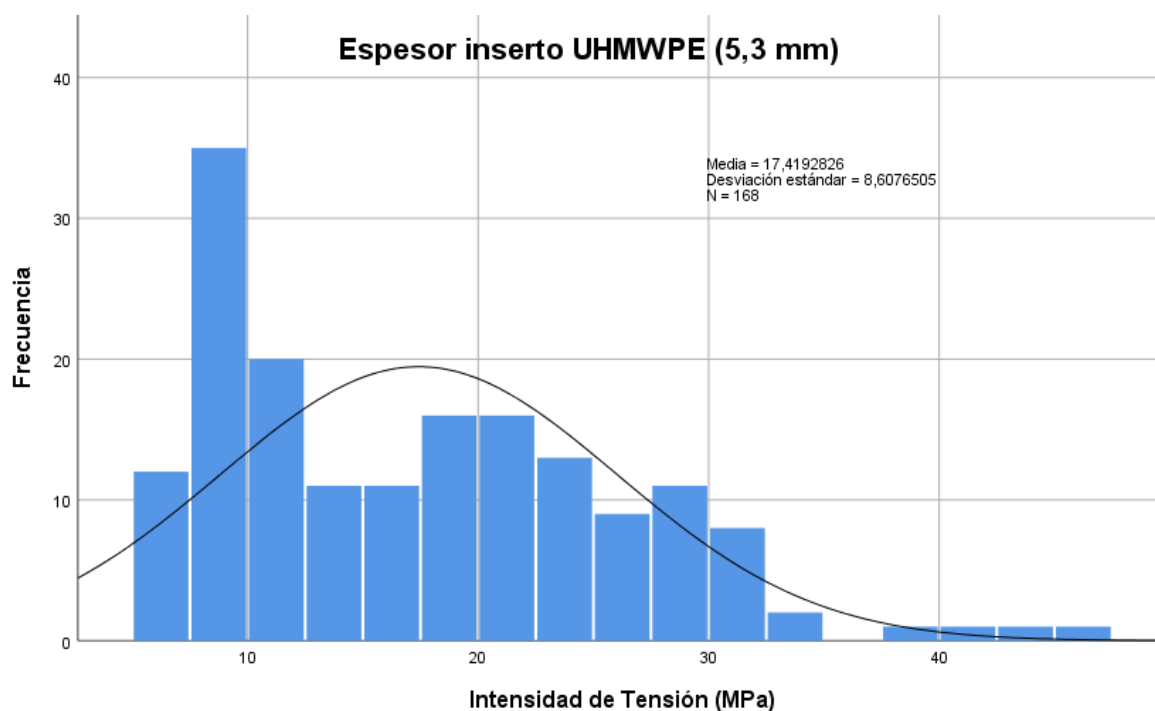


Fig. n° 80: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 5,3 m

¹¹⁷ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $12,315760426 \pm 0,3152398444$.

¹¹⁸ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,154 \pm 0,187$.

¹¹⁹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $2,054 \pm 0,373$.

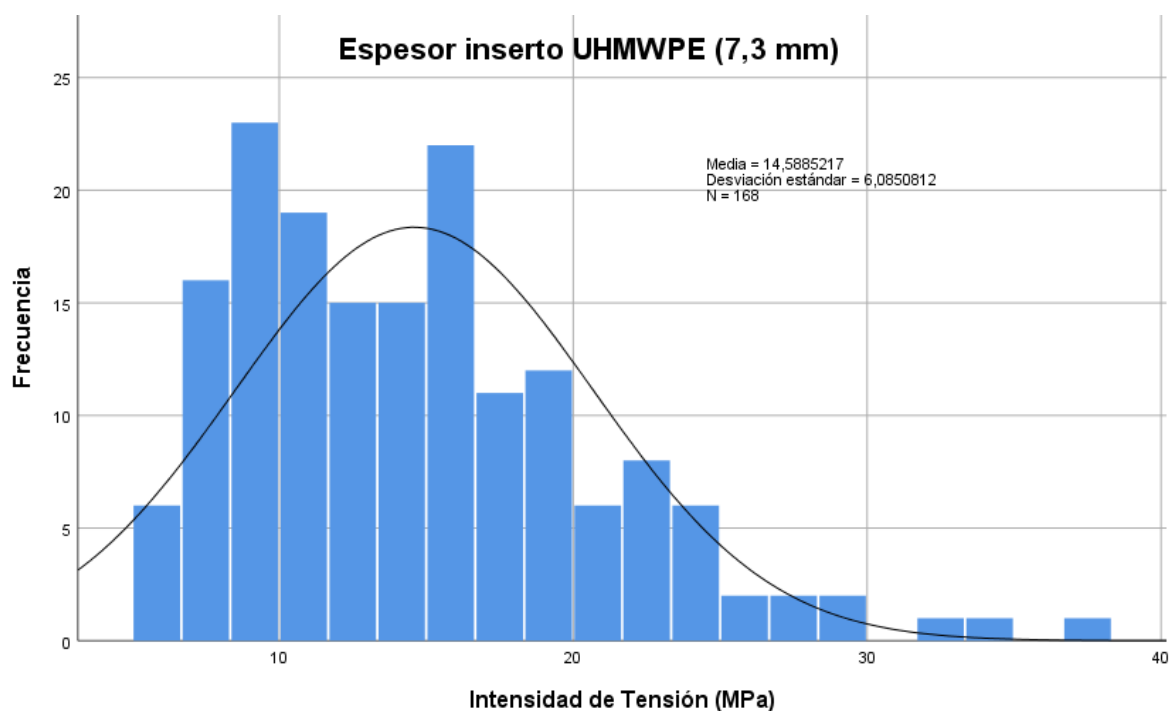


Fig. nº 81: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm

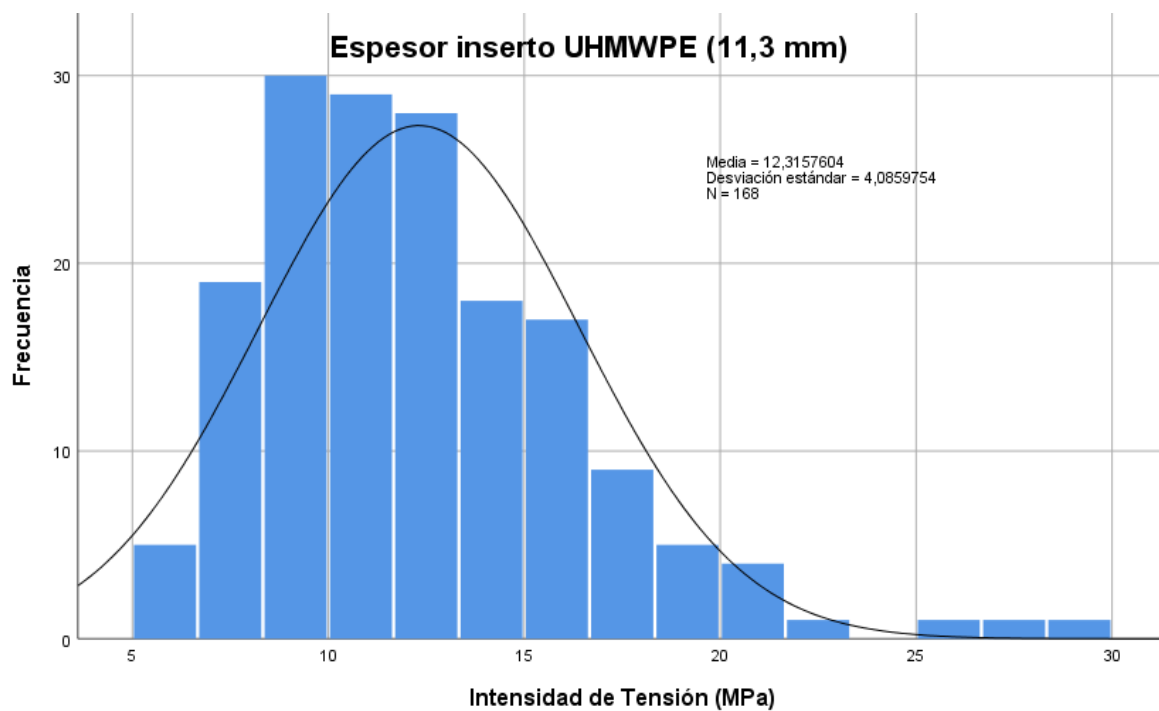


Fig. nº 82: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm

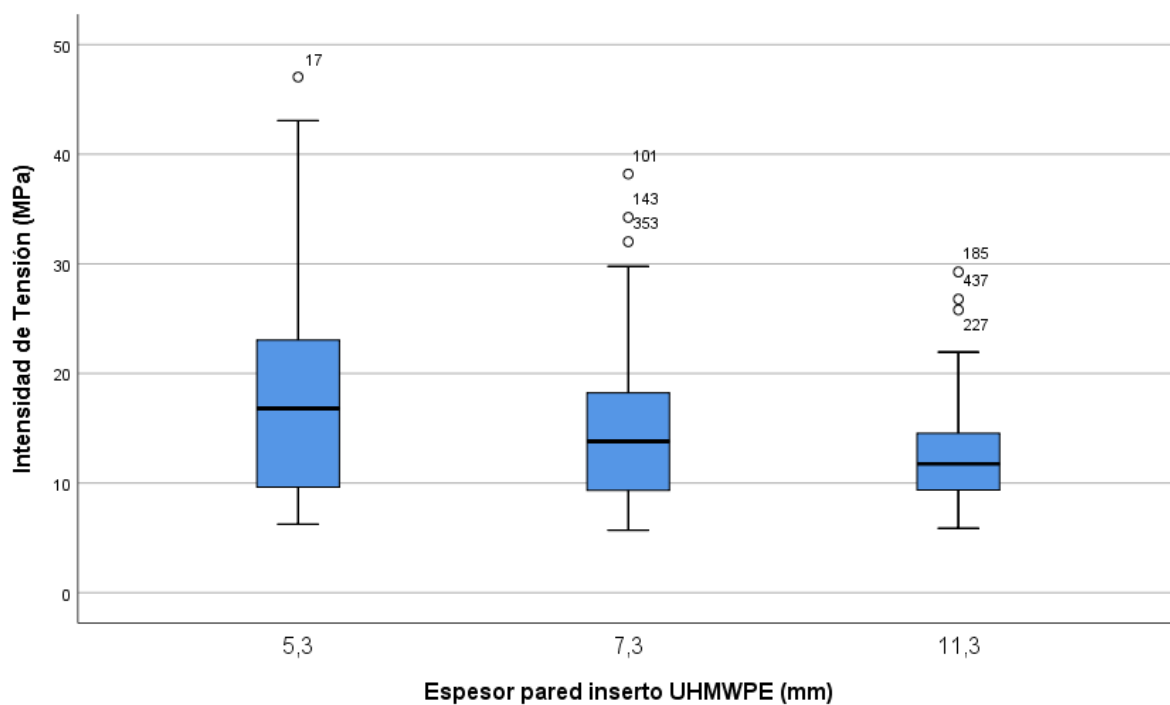


Fig. nº 83: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del espesor del inserto

De nuevo, por lo que refiere al espesor del inserto podemos concluir que existe una leve pero consistente tendencia de al aumento del riesgo de desgaste a medida que se reduce el espesor de la pared del inserto acetabular.

4.4.6. Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades en raquis

Si evaluamos, al igual que en la Media de Tensión de VM se realizó, el grupo de tipologías de cadera **CVg**, **N** y **CVr** en primer lugar obtenemos que la variación en la primera es del 89,15 % entre la fijación cementada y la fijación no cementada, siendo en la cadera **N** es del 89,29 % y en la cadera **CVr** es del 81,02 %.

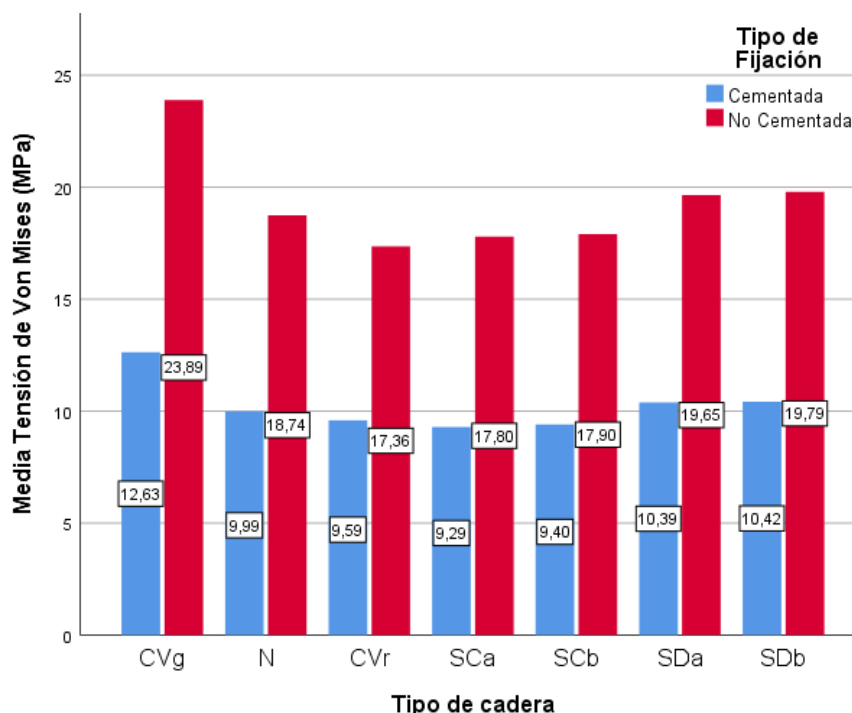


Fig. nº 84: Valores de Intensidad de Tensión según la morfología cérvico-diafisiaria y alteración de raquis

De la misma forma que ya se observara en el caso de VM, hay una tendencia desde la **CVg** pasando por la **N** y terminando en la **CVr** de descenso de Medias de tensión tanto en fijación cementada (26,42 % de **CVg** a **N** y 4,17 % entre **N** y **CVr**), como en no cementada (27,48 % de **CVg** a **N** y 7,94 % entre **N** y **CVr**).

Cuando se trata de las deformidades de raquis, observadas de forma comparativa entre los dos tipos de fijación acetabular, las variaciones entre fijaciones cementada y no cementada, tipo a tipo son 91,60 % para **SCa**, 90,43 % para **SCb**, 89,12 % para **SDa** y 89,92 % para **SDb**.

Si comparamos los cuatro tipos de alteración de raquis analizados, observando la tendencia entre ellos, en el caso de fijación cementada va desde un 1,18 % entre **SCa** y **SCb**, 10,53 % entre **SCb** y **SDa**, y finalmente un 0,29 % entre **SDa** y **SDb**. Para el caso de fijación no cementada, los valores de transición son del 0,56 % entre **SCa** y **SCb**; 9,78 % entre **SCb** y **SDa** y finalmente un 0,71 % entre **SDa** y **SDb**.

Si se realiza un análisis de los parámetros estadísticos del conjunto de datos de valores tensión de Von Mises con fuerza de fricción contemplando las distintas variables, tanto los correspondientes a valores elevados como a valores reducidos podemos observar la dispersión gráfica de los datos mostrados en las gráficas y tablas. A continuación se muestran las tablas frecuencia de este grupo de valores.

			Estadístico
Normal (N)	Media		14,363786777 ¹²⁰
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	12,868499268
		Límite superior	15,859074286
	Media recortada al 5%		13,873001627
	Mediana		12,471408000
	Varianza		40,491
	Desv. Desviación		6,3632375186
	Mínimo		6,4898230
	Máximo		32,8725520
	Rango		26,3827290
	Rango intercuartil		8,1589890
	Asimetría		1,074 ¹²¹
	Curtosis		0,643 ¹²²

Tabla nº 56. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Normal (N)

¹²⁰ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $14,363786777 \pm 0,7499147333$.

¹²¹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,074 \pm 0,283$.

¹²² El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,626 \pm 0,559$.

			Estadístico
Coxa-Valga (CVg)	Media		18,260403988 ¹²³
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	16,105148892
		Límite superior	20,415659083
	Media recortada al 5%		17,474807935
	Mediana		16,232910500
	Varianza		84,121
	Desv. Desviación		9,1717479114
	Mínimo		7,3210640
	Máximo		47,0436560
	Rango		39,7225920
	Rango intercuartil		11,1587485
	Asimetría		1,237 ¹²⁴
	Curtosis		1,247 ¹²⁵

Tabla nº 57. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)

			Estadístico
Coxa-Vara (CVr)	Media		13,475006972 ¹²⁶
	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	12,170351742
		Límite superior	14,779662202
	Media recortada al 5%		13,094472877
	Mediana		12,325822000
	Varianza		30,825
	Desv. Desviación		5,5519965628
	Mínimo		6,2779425
	Máximo		29,3515200
	Rango		23,0735775
	Rango intercuartil		7,5220635
	Asimetría		0,950 ¹²⁷
	Curtosis		0,330 ¹²⁸

Tabla nº 58. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)

¹²³ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $18,260403988 \pm 1,0809008573$.

¹²⁴ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $1,237 \pm 0,283$.

¹²⁵ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $1,247 \pm 0,559$.

¹²⁶ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $13,475006972 \pm 0,6543090698$.

¹²⁷ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,950 \pm 0,283$.

¹²⁸ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,330 \pm 0,559$.

			Estadístico
Escoliosis	Media		13,542493348 ¹²⁹
Compensada articulación alta (SCa)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	12,123319327
		Límite superior	14,961667369
	Media recortada al 5%		13,127203471
	Mediana		11,713969000
	Varianza		36,474
	Desv. Desviación		6,0393344582
	Mínimo		5,6871505
	Máximo		32,0512420
	Rango		26,3640915
	Rango intercuartil		8,4914375
	Asimetría		1,012 ¹³⁰
	Curtosis		0,473 ¹³¹

Tabla nº 59. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCa

			Estadístico
Escoliosis	Media		13,652464076 ¹³²
Compensada articulación baja (SCb)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	12,238141129
		Límite superior	15,066787023
	Media recortada al 5%		13,213454559
	Mediana		11,740323000
	Varianza		36,225
	Desv. Desviación		6,0186905767
	Mínimo		5,8785390
	Máximo		31,5147720
	Rango		25,6362330
	Rango intercuartil		8,5764815
	Asimetría		1,026 ¹³³
	Curtosis		0,483 ¹³⁴

Tabla nº 60. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCb

¹²⁹ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es 13,542493348 ± 0,7117423915.

¹³⁰ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es 1,012 ± 0,283.

¹³¹ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es 0,473 ± 0,559.

¹³² El valor de la Media incluyendo su Error estándar es 13,652464076 ± 0,7093094868.

¹³³ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es 1,026 ± 0,283.

¹³⁴ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es 0,483 ± 0,559.

			Estadístico
Escoliosis	Media		15,018971681 ¹³⁵
Descompensada articulación alta (SDa)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	13,491256151
		Límite superior	16,546687211
	Media recortada al 5%		14,615934492
	Mediana		13,457016000
	Varianza		42,266
	Desv. Desviación		6,5012358631
	Mínimo		6,2363690
	Máximo		32,0743900
	Rango		25,8380210
	Rango intercuartil		9,1224575
	Asimetría		0,898 ¹³⁶
	Curtosis		0,060 ¹³⁷

Tabla nº 61. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDa

			Estadístico
Escoliosis	Media		15,108524139 ¹³⁸
Descompensada articulación baja (SDb)	95% de intervalo de confianza para la media	Límite inferior	13,550202082
		Límite superior	16,666846196
	Media recortada al 5%		14,640532230
	Mediana		13,099681500
	Varianza		43,977
	Desv. Desviación		6,6314827882
	Mínimo		6,5511130
	Máximo		33,7682160
	Rango		27,2171030
	Rango intercuartil		9,3151370
	Asimetría		0,983 ¹³⁹
	Curtosis		0,291 ¹⁴⁰

Tabla nº 62. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDb

¹³⁵ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $15,018971681 \pm 0,7661779941$.

¹³⁶ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,898 \pm 0,283$.

¹³⁷ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,060 \pm 0,559$.

¹³⁸ El valor de la Media incluyendo su Error estándar es $15,108524139 \pm 0,7815277415$.

¹³⁹ El valor de la Asimetría incluyendo su Error estándar es $0,983 \pm 0,283$.

¹⁴⁰ El valor de la Curtosis incluyendo su Error estándar es $0,291 \pm 0,559$.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

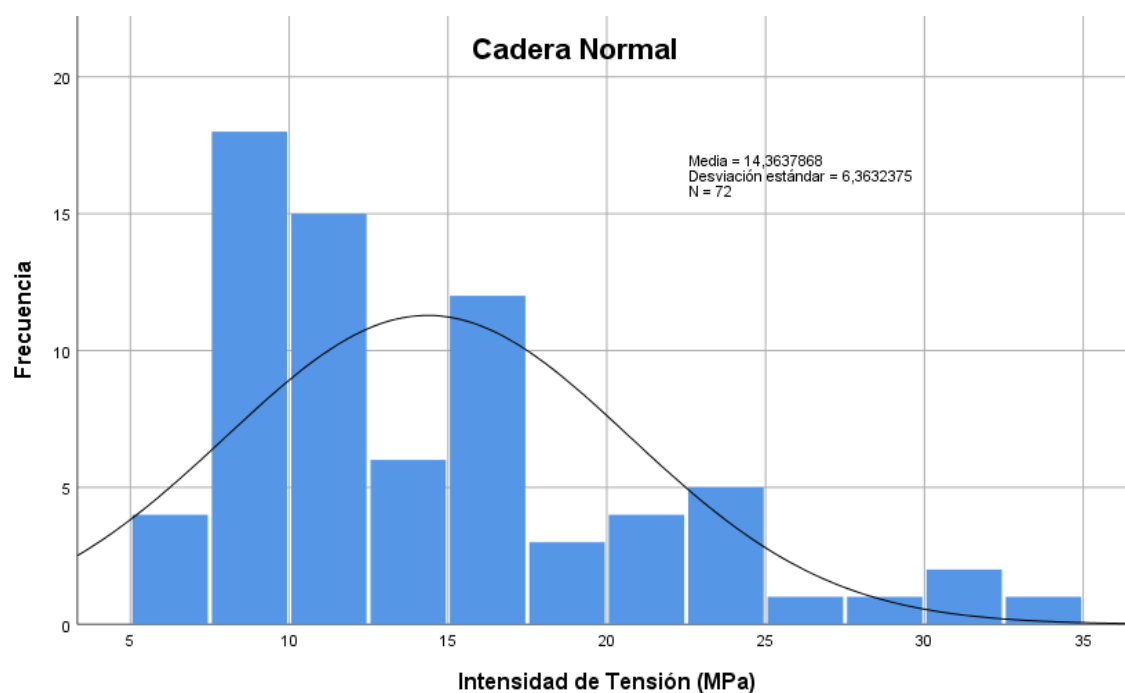


Fig. nº 85: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Cadera Normal (N)

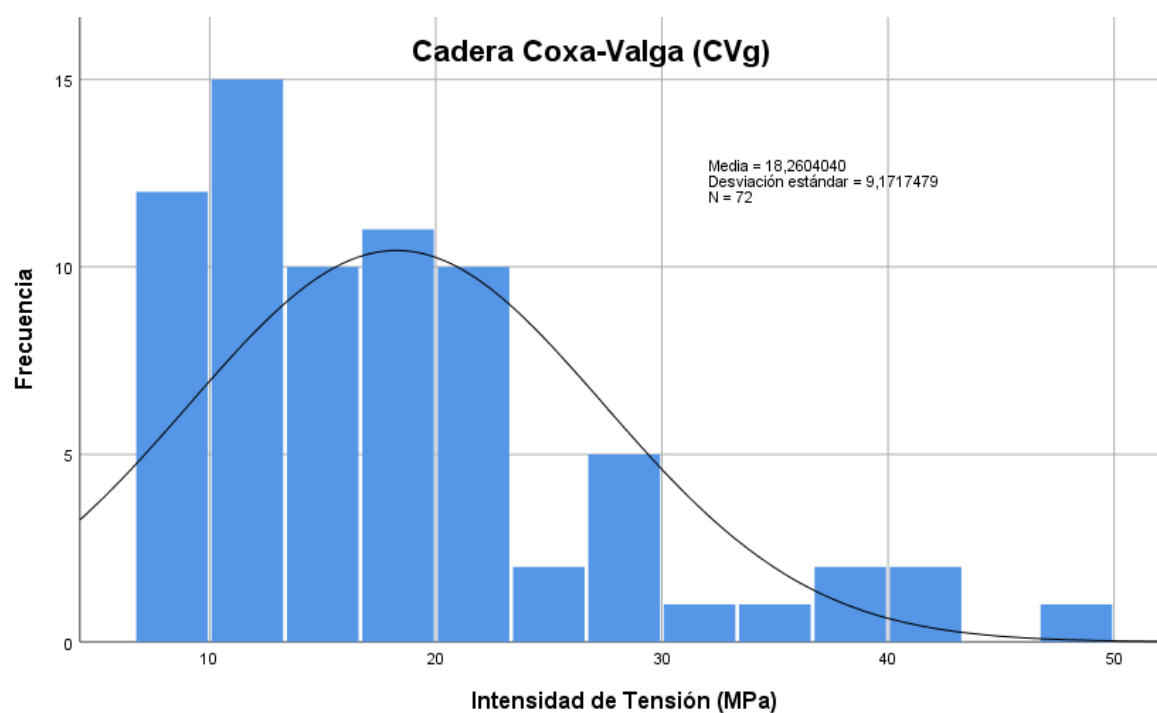


Fig. nº 86: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)

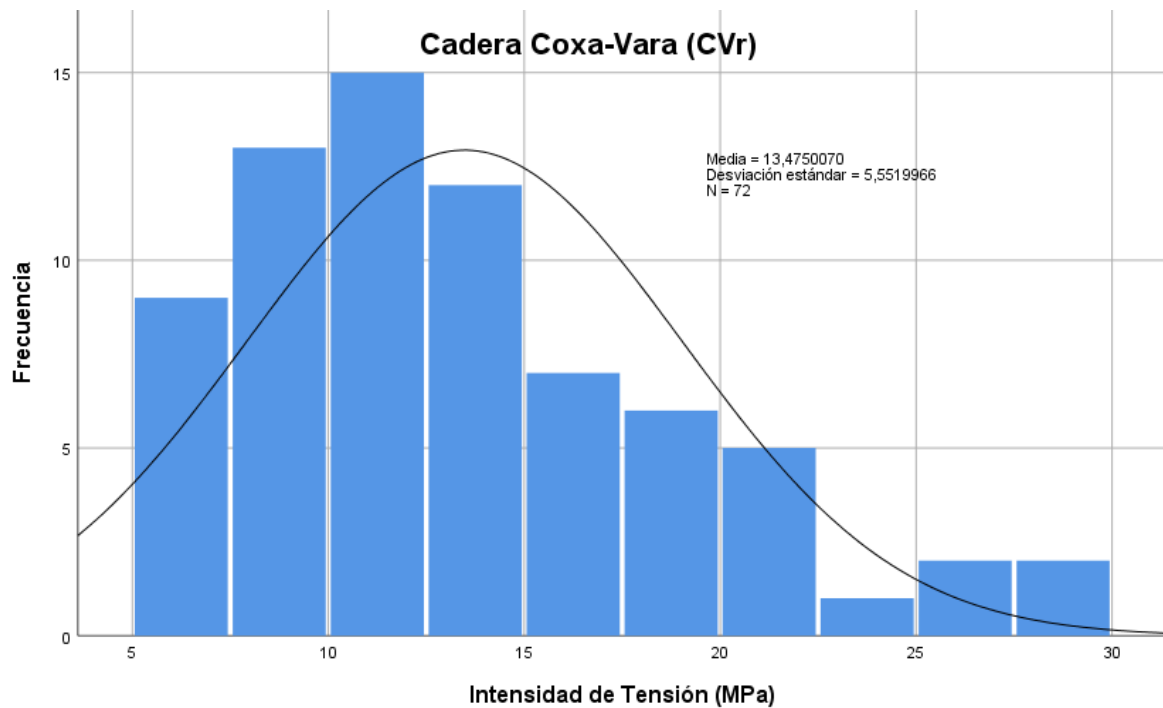


Fig. nº 87: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)

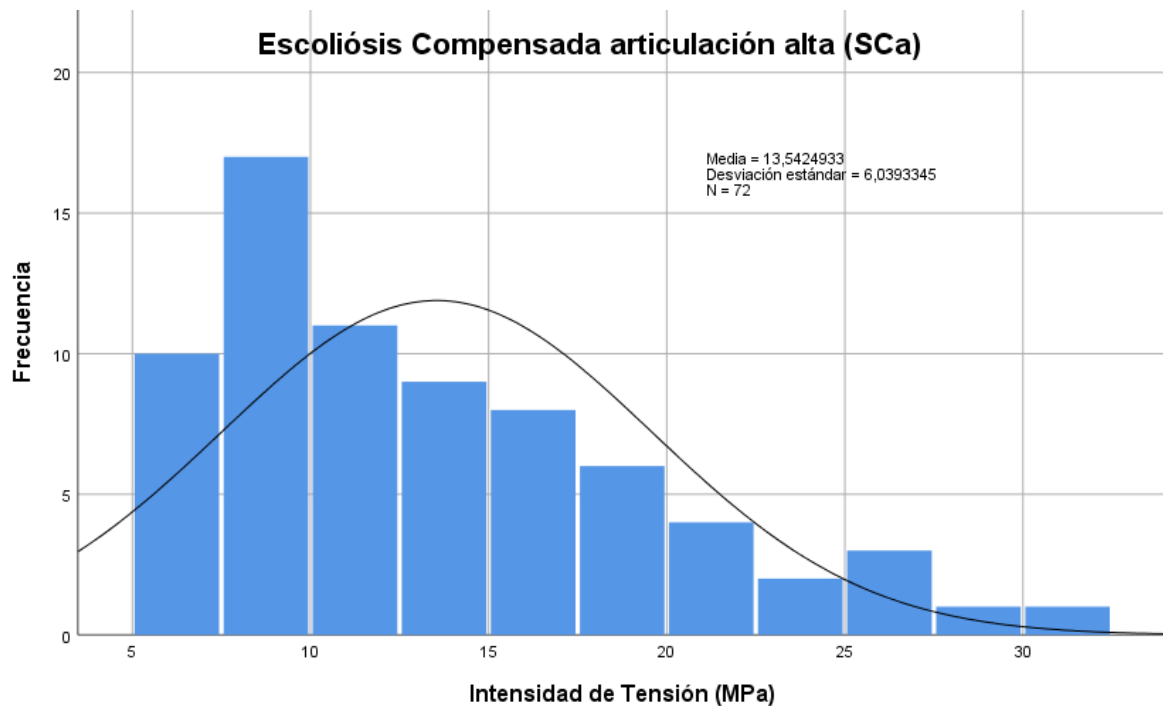


Fig. nº 88: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCa

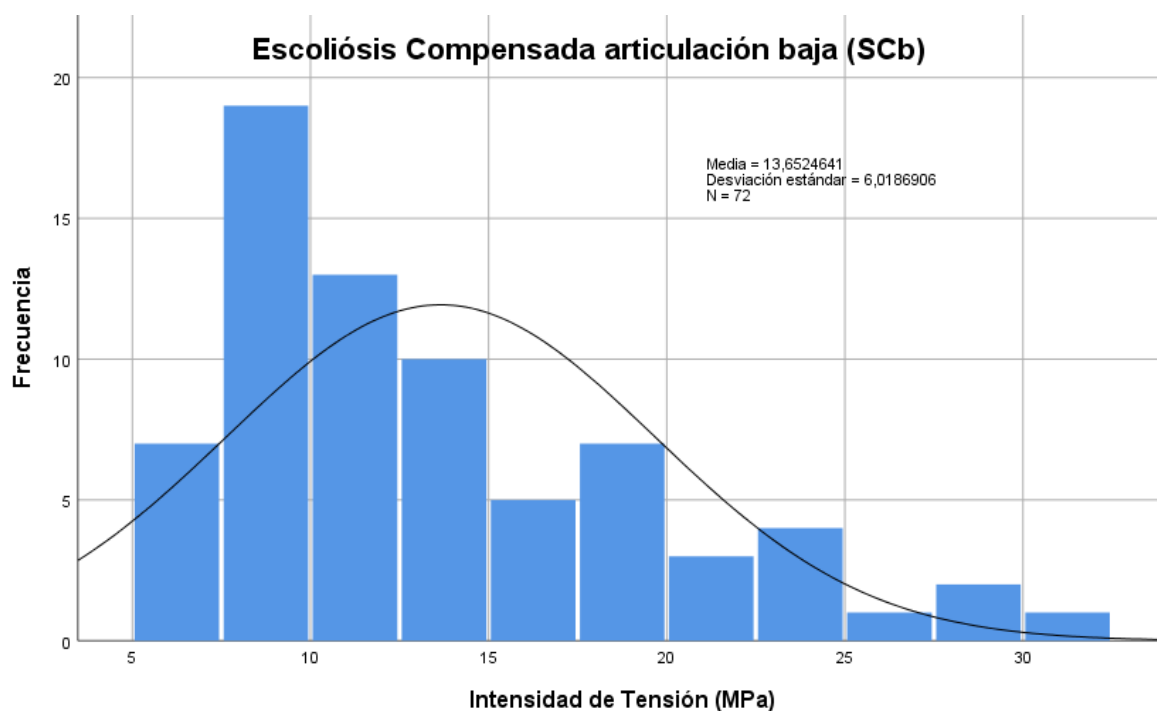


Fig. nº 89: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCb

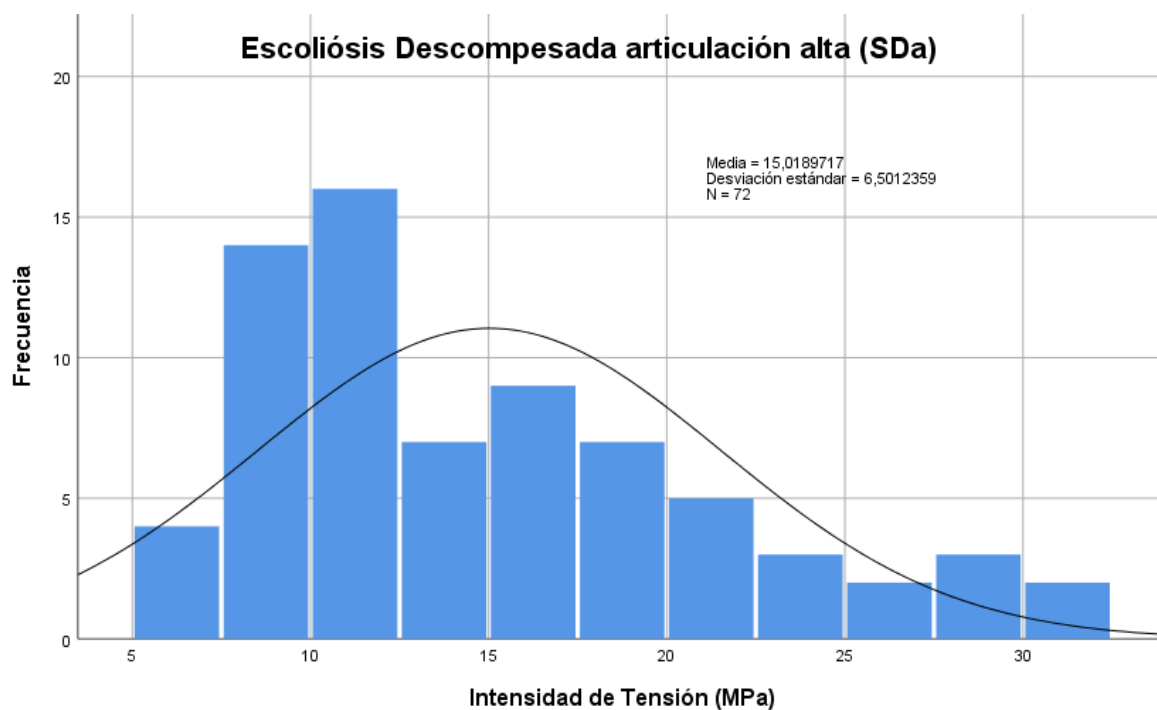


Fig. nº 90: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDa

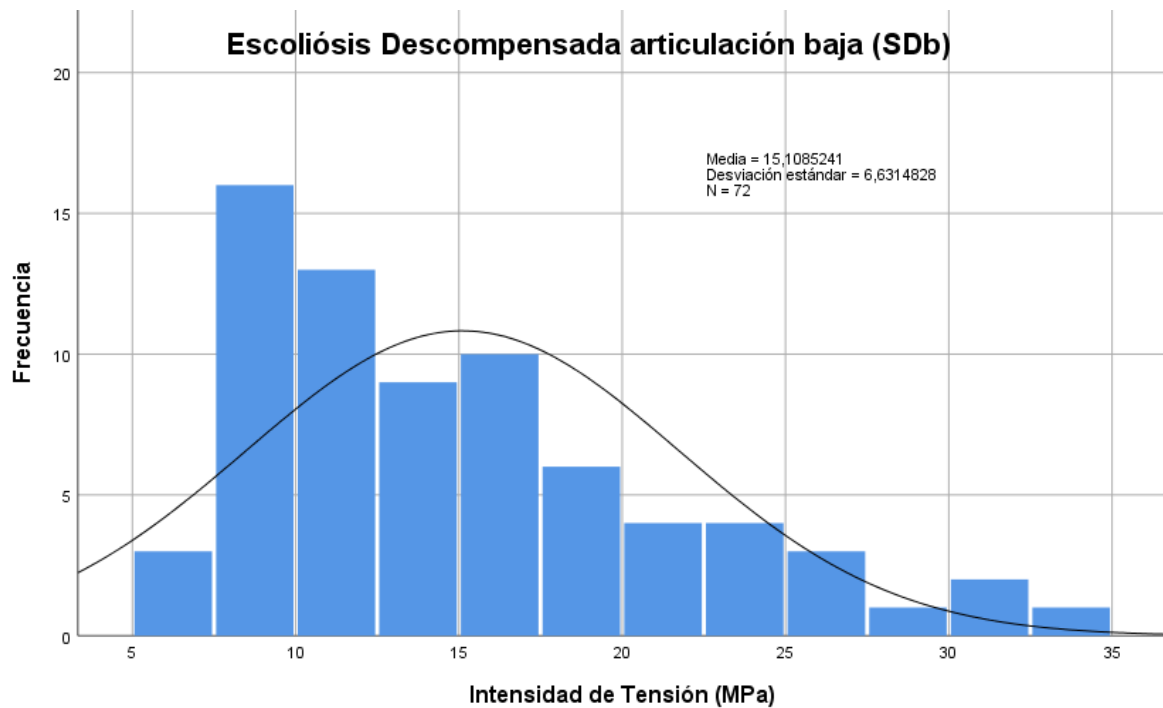


Fig. nº 91: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDb

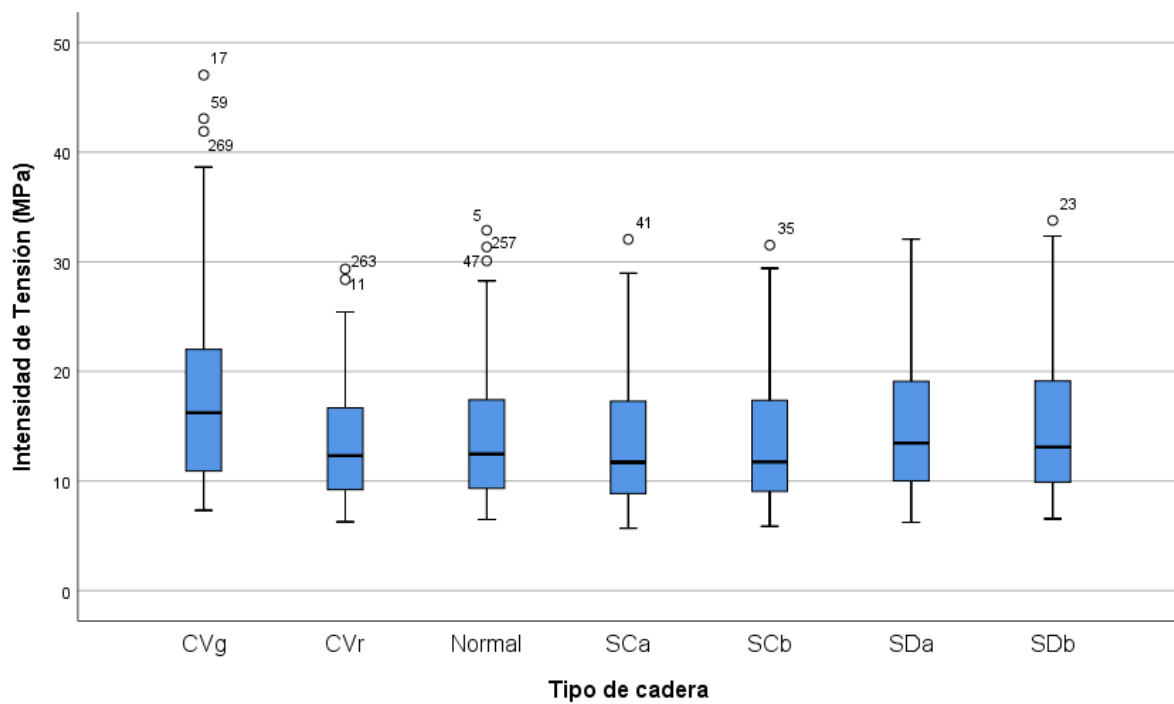


Fig. nº 92: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de cadera

Resumiendo lo anteriormente detallado y, como no podía ser de otra forma, podemos establecer que en el caso de las caderas Coxa Vara y Valga, los valores tienden a acusar el mayor riesgo de desgaste en el caso Valgo y el menor en el caso Varo.

Sin embargo en el caso de la alteración de raquis no existe una preminencia clara de ninguno de los casos estudiados.

4.5. Ubicación áreas de desgaste en el inserto

4.5.1. Localización de las tensiones máximas

Como ya fue expuesto al comienzo de este capítulo, con vistas a una comparativa entre tipo de fijación, se llevó a cabo un registro de los datos de las máximas tensiones de Von Mises y de intensidad de tensión en la cara interna del inserto acetabular.

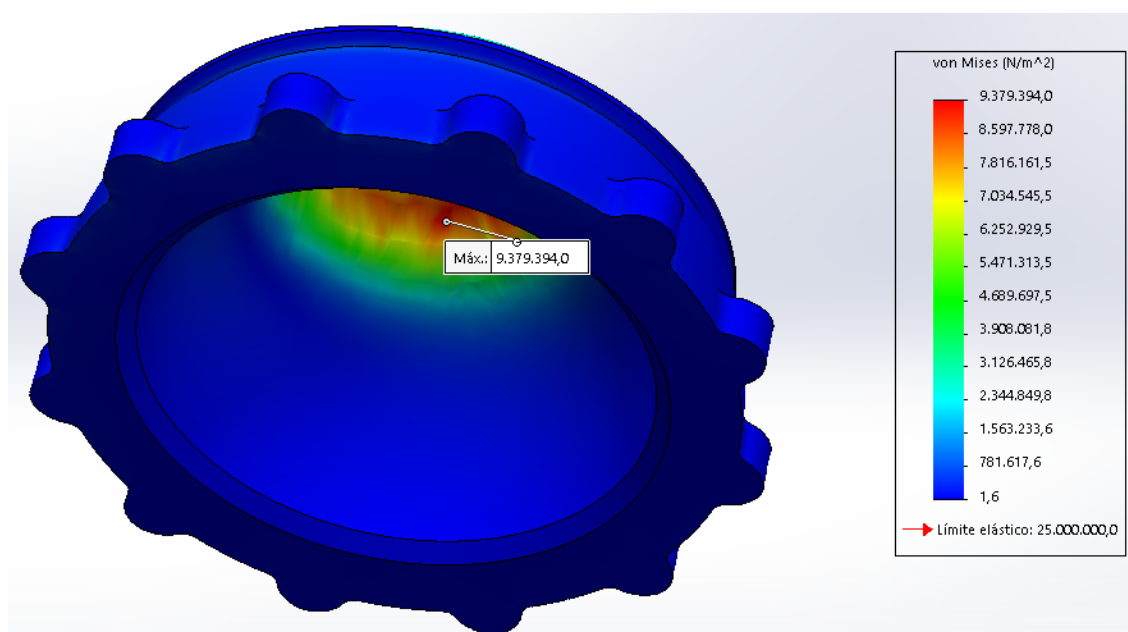


Fig. nº 93: Localización de máxima tensión en solución cementada

La razón de esta decisión radicó en la localización de los valores máximos, que en la fijación cementada se localizaron siempre en esa zona, dentro o en los límites del área de aplicación de la carga, en la superficie interna del inserto de polietileno.

Sin embargo, y como a continuación se detallará, las soluciones no cementadas no registraron sus máximas tensiones en la misma zona (cara interna del inserto) que los sistemas de fijación cementada¹⁴¹.

¹⁴¹ Existen casos, como a continuación se indicará, en la que los valores de la tensión de Von Mises y la Intensidad de tensión cuando alcanzan su valor máximo, se producen en puntos diferentes.

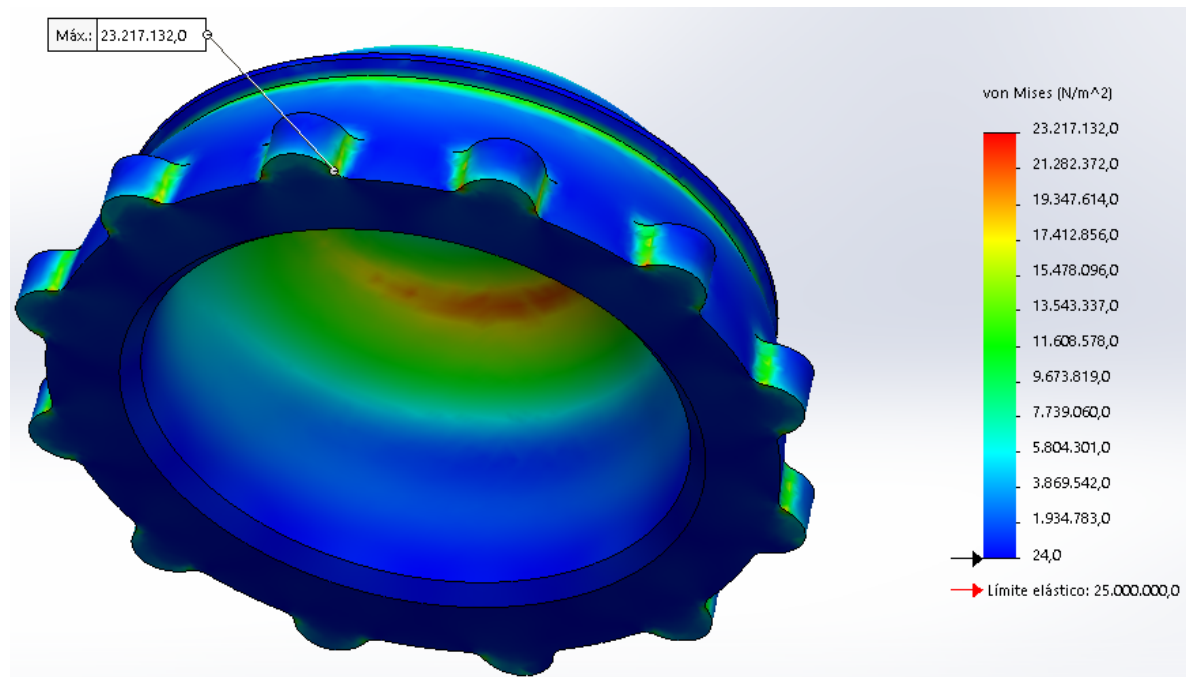


Fig. nº 94: Localización de máxima tensión en solución no cementada

Las máximas tensiones en las soluciones no cementadas se registran generalmente, en el borde del inserto en los análisis realizados sobre el diámetro de cabeza femoral de 32 mm (salvo en casos concretos).

Si agrupamos, a modo de ejemplo representativo, la frecuencia de localización de las dos tensiones registradas en función del punto concreto para un diámetro de 32 mm obtenemos la siguiente tabla:

	32 mm	
	Von Mises	Intensidad de Tensión
Borde	88,10 %	76,98 %
Cara interna	11,90 %	23,02 %

Tabla nº 63. Porcentaje localización de máxima Tensión de Von Mises e Intensidad de Tensión en diámetro 32 mm

Como se desprende del análisis de la tabla anterior, la Tensión de Von Mises, para el diámetro de 32 mm, registró sus valores máximos (88,10%) en el borde del inserto, siendo minoritarios (11,90 %) los casos de tensión máxima de Von Mises en la cara del par de fricción, en esta solución no cementada.

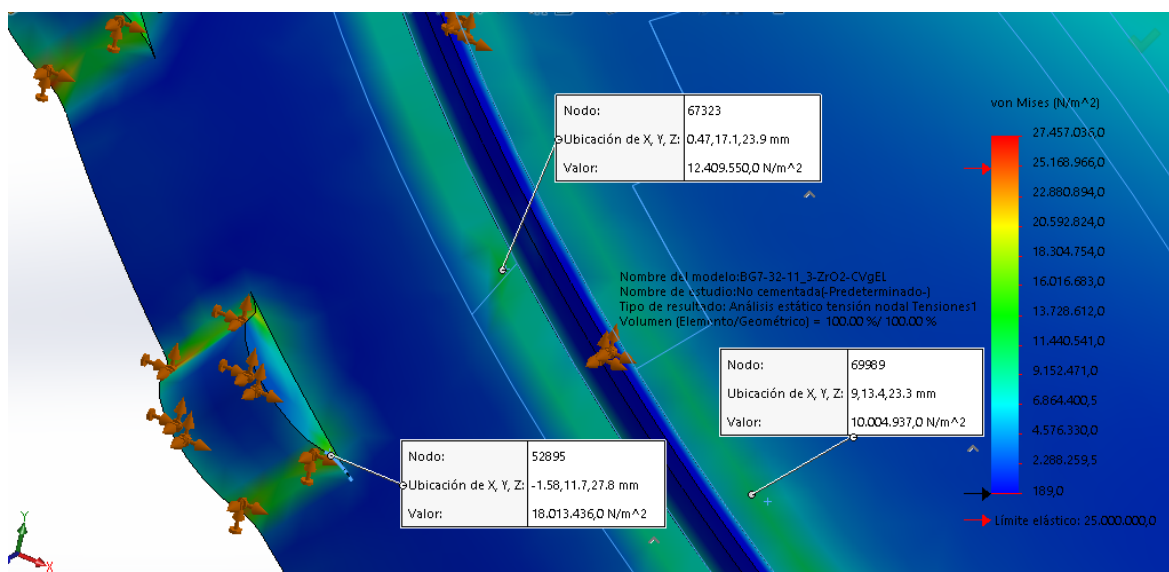


Fig. nº 95: Localización de máxima tensión en solución no cementada

La razón de tal diferencia está relacionada estrechamente con el sistema de fijación acetabular adoptado en la modelización tridimensional de los insertos y que reproduce de forma aproximada el sistema de fijación real.

Mientras que en la solución cementada la fijación de la cara externa se realiza sobre toda la superficie, en la solución no cementada la cúpula metálica es la que se encuentra fijada al lecho acetabular.

Por tanto, en la solución no cementada la fijación de la cara externa del acetábulo se realiza sobre la cúpula metálica en la zona del borde del inserto y en un anillo a modo de paralelo de la superficie semiesférica del inserto.

Esto produce un cierto movimiento durante el contacto entre la cabeza femoral y el inserto cuyas rasantes no se ven constreñidas en la cara exterior (como se produce en la solución cementada), concentrándose las tensiones en los puntos del borde y del anillo paralelo de la cara exterior (anclada a la cúpula metálica) del inserto.

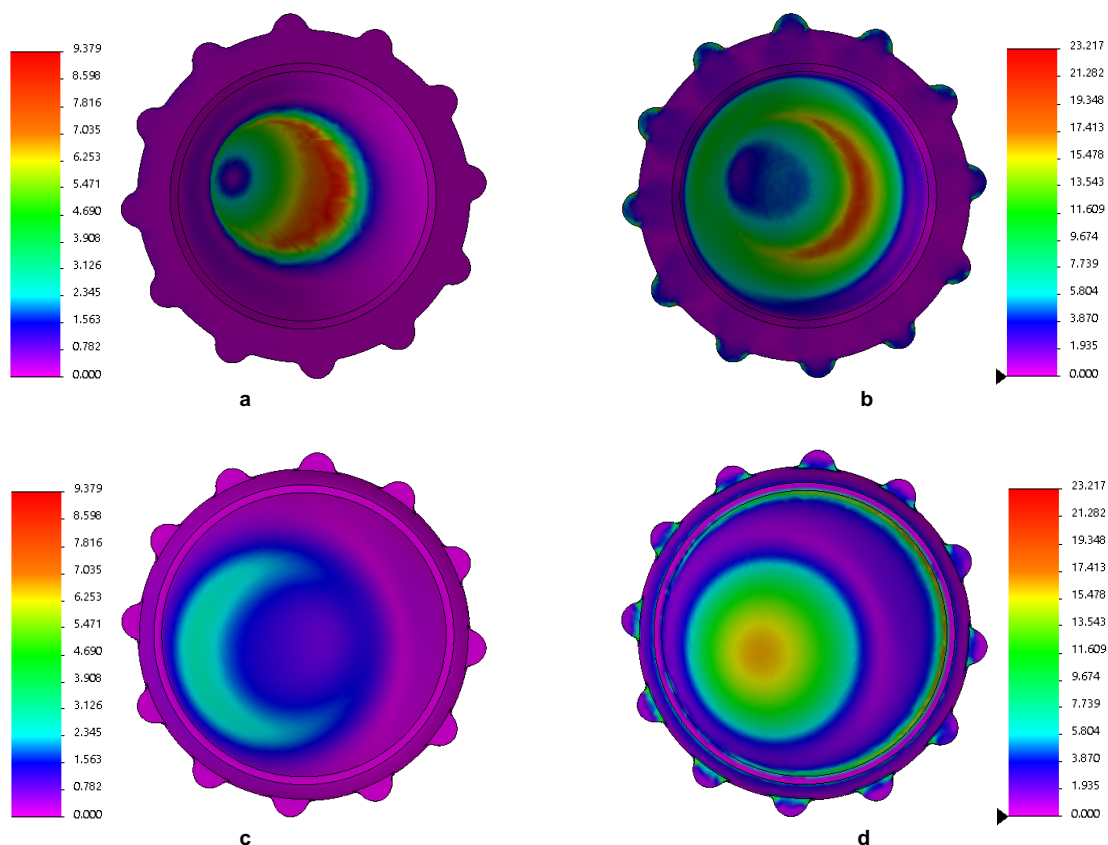


Fig. nº 96: Von Mises (Mpa) por el interior (a, b) y exterior (c, d). Fijación Cementada (a, c) y no cementada (b, d).

En las imágenes se puede comprobar gráficamente la diferencia entre ambos tipos de fijación, tanto en las tensiones de Von Mises como en la Intensidad de Tensión, a la hora de aplicar las restricciones sobre el modelo tridimensional previamente a la realización del análisis por elementos finitos.

También es importante señalar que la decisión de emplear el mismo tipo de inserto de UHMWPE en los casos de cementada y no cementada está estrechamente relacionado con la posibilidad de relacionar los datos estadísticos sin influencia de parámetros diferentes de carácter geométrico que podrían desvirtuar los resultados.

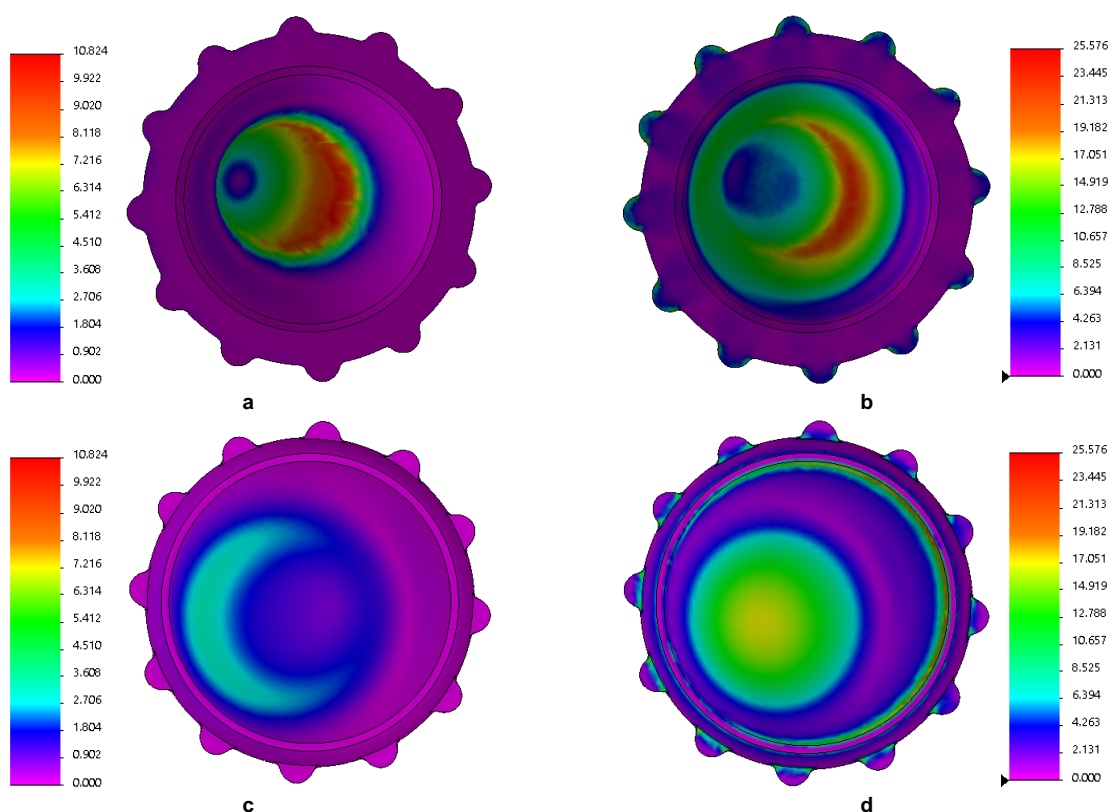


Fig. nº 97: Intensidad de Tensión por el interior (a, b) y exterior (c, d). Fijación Cementada (a, c) y no cementada (b, d).

Diseños diferentes de inserto en fijación cementada y no cementada no nos permiten extraer el mismo tipo de conclusiones cuando son analizadas las tensiones registradas en los puntos.

De esta forma se sacrifica, hasta cierto punto, el componente de rigidez de forma o geométrico del inserto de cara a realización de una comparativa más fidedigna de localización y orden de magnitud de las tensiones registradas.

4.5.2. Localización de las Energía de Deformación

Localizar y cuantificar este tipo de energía, nos indica las zonas límite del material y está relacionado con las zonas de mayor riesgo de desgaste (y producción de partículas).

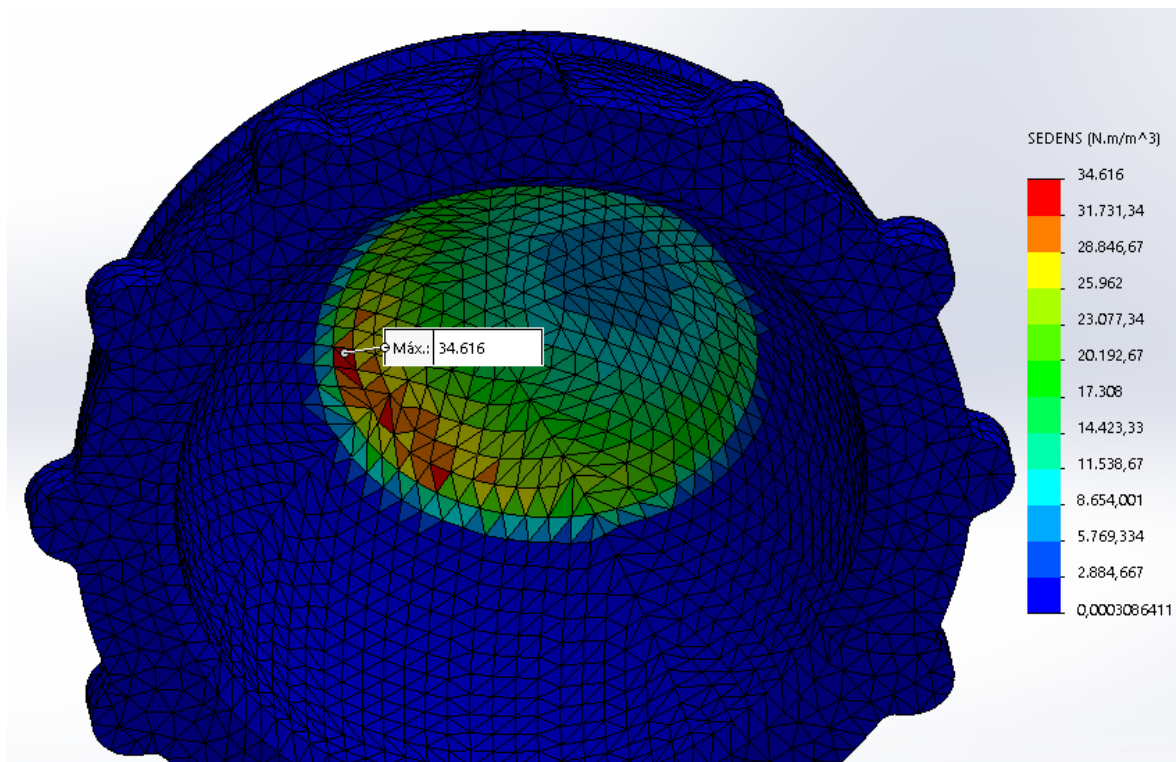


Fig. nº 98: Localización de máxima Densidad de Energía de Deformación en solución cementada

Mientras que en el tipo de fijación cementada, la ubicación del máximo valor de Densidad de Energía de Deformación tiene lugar en la zona de aplicación de la carga articular o en su proximidades, en la fijación no cementada se produce, al igual que en caso de las tensiones, en las zonas de borde o en las zonas de paralelo de la pestaña de fijación a la cúpula acetabular.

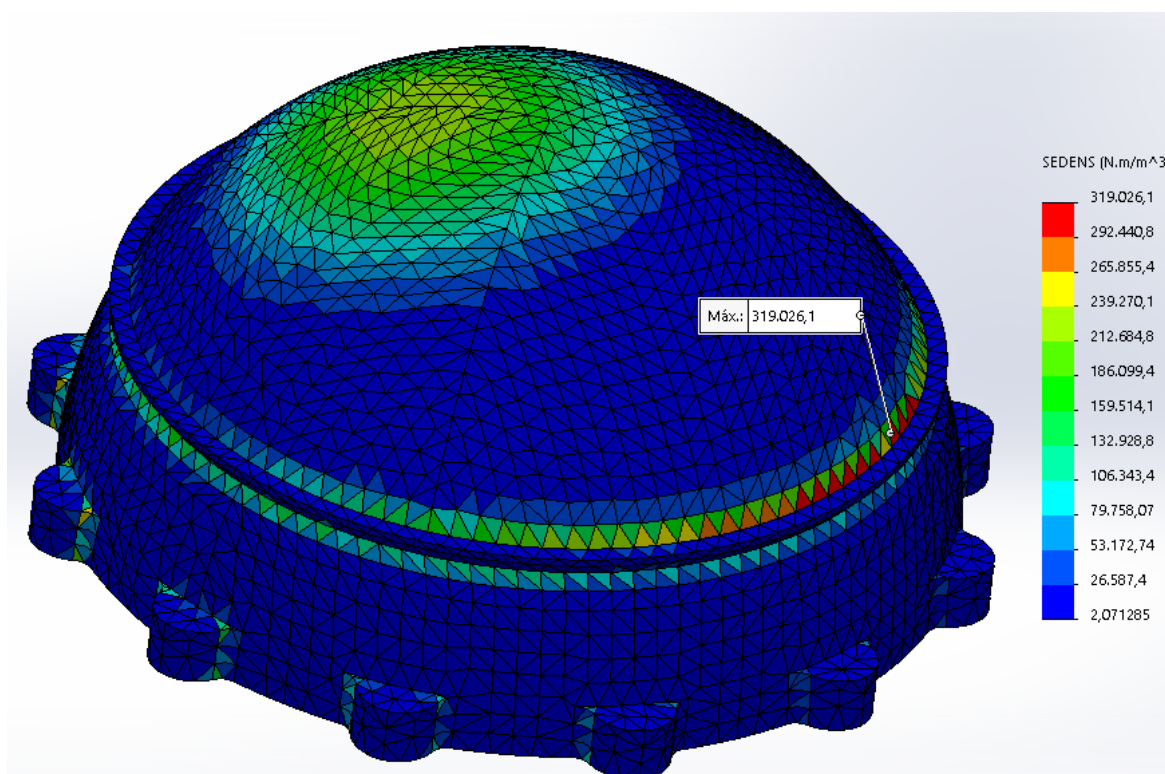


Fig. nº 99: Localización de máxima Densidad de Energía de Deformación en solución no cementada

En el caso de la Energía Total de Deformación, se dan situaciones en las cuales la zona de máximo riesgo de desgaste en fijación no cementada se produce en la superficie de contacto entre el inserto y la cúpula acetabular protésica.

Este tipo de resultados viene a ratificar, desde nuestro punto de vista, el empleo de las tensiones de Von Mises como parámetro de riesgo de desgaste, al marcar límites a la máxima capacidad del material para soportar esfuerzos con carácter previo a su rotura (desgaste). Tengamos en cuenta que por encima de 25 MPa, el polietileno supera su límite de rotura.

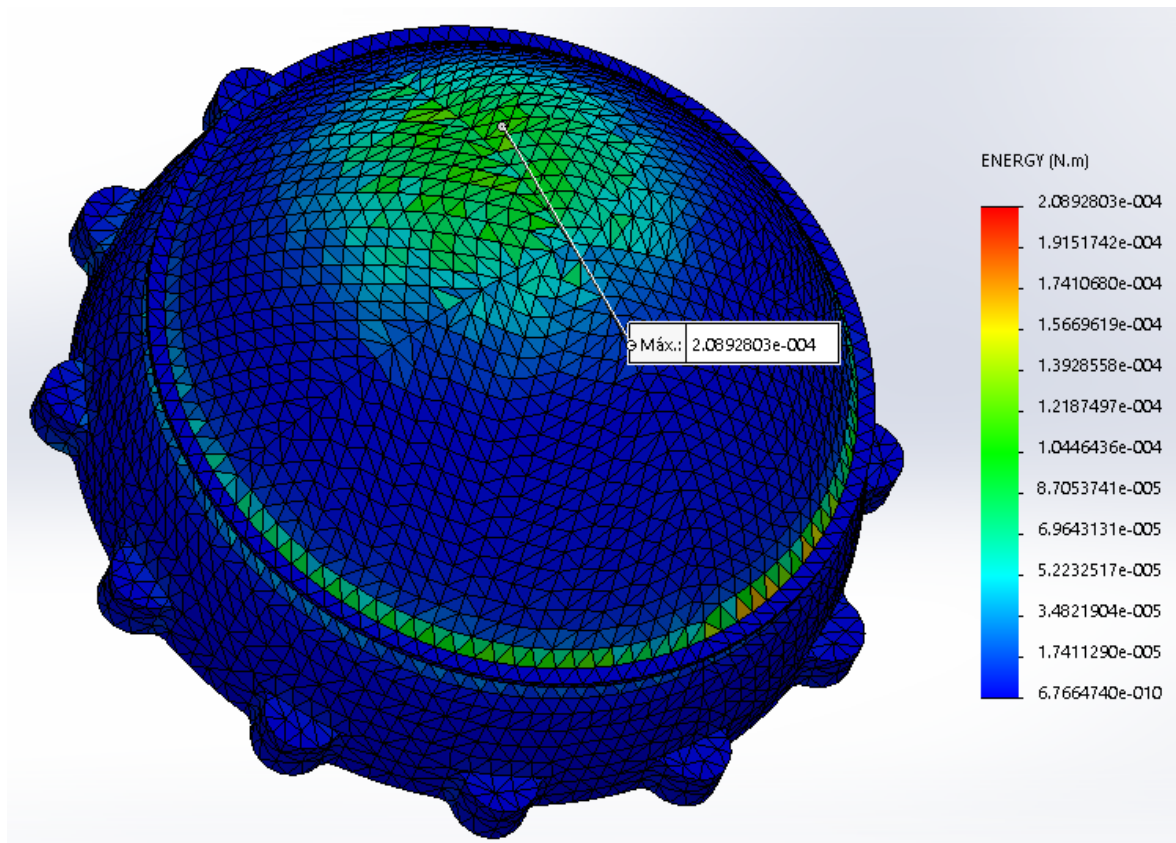


Fig. nº 100: Localización de máxima Energía Total de Deformación en solución no cementada

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

5. DISCUSIÓN

5.1. Discusión de Resultados

Desde el principio de este trabajo se ha intentado justificar el porqué de las decisiones tomadas en el campo de los métodos numéricos y del análisis por elementos finitos de cara al riesgo de desgaste y posterior fracaso protésico. No pasa inadvertido el interés por trabajar con órdenes de magnitud en vez de concentrar un estudio de simulación numérica en un caso particular, por muy próximo que éste se considere al funcionamiento biomecánico de la articulación artificial coxofemoral.

Esta disyuntiva, entre “enfocar y concentrar” o tomar “perspectiva y ampliar” es la que nos llevó a decidir trabajar con órdenes de magnitud frente a análisis concretos.

La primera opción suponía llevar a cabo muy pocas simulaciones con condiciones muy restringidas a parámetros que pretenden simular la realidad ya *per se* complejísima y abarrotada de variables interrelacionadas. En cierto modo es un luchar contra los molinos de la realidad, sobre los que sin duda aún no existe el suficiente control tecnológico. Es decir, la casuística de un paciente es diferente del resto de pacientes analizados en una población, y las condiciones clínicas en las que en dicho paciente pueden evolucionar la homeostasis de la articulación, su posible desgaste, su compatibilidad genética, etc., no son equiparables al resto o llegan a ser impredecibles hasta cierto punto.

Ese hecho nos llevó a dar un paso atrás y al igual que en la edad media, en la cuna de las visiones tridimensionales de la realidad pictórica, el artista entornaba los ojos para vislumbrar claros y oscuros al mirar un modelo a la hora de llevarlo al lienzo, la presente investigación pedía tomar distancia y marcar órdenes de magnitud a la hora de materializar estudios y cálculos que permitieran la interpolación y/o extrapolación en el ámbito estadístico de la casuística general de la ATC.

De esta manera, con la opción de tomar “perspectiva y ampliar” el rango de estudio se consigue aumentar significativamente el número de simulaciones numéricas sobre un número igualmente significativo de parámetros o variables, que de otra manera

habría quedado restringido a una pocas simulaciones sobre infinidad de variables (muchas de ellas fruto de la aproximación y no de la realidad biológica del paciente). Por todo ello, al igual que fueron planteados los capítulos de Metodología y de Resultados, se ha considerado lógico distribuir y ordenar el presente capítulo de Discusión desde la misma estructura de parámetros y/o variables.

Se ha querido, por tanto, y siempre con una finalidad práctica, dar a este apartado un enfoque eminentemente clínico que dialogue en la medida de lo posible con los distintos estudios que jalonan los últimos 30 años de investigación en el campo de la ATC.

Se han publicado numerosos trabajos que demuestran, desde el punto de vista clínico, muchos de los aspectos tratados en esta tesis. Es claro el fracaso clínico que conlleva la elevación del centro de rotación de la cadera, pero no se han publicado estudios demostrando, desde el punto de vista de la cuantificación, estos resultados. Igual ocurre con el desgaste entre insertos de polietileno cementados y no cementados.

Teniendo en cuenta que uno de los pares de fricción más utilizados hoy en día en la clínica es cerámica-polietileno, hemos querido cuantificar cómo es este desgaste y relacionarlo con los insertos no cementados.

5.1.1. Tipo de Fijación

Este parámetro (variable estadística en el análisis realizado en el apartado de resultados) es, sin lugar a dudas, el más representativo de todo el estudio realizado. Como se ha podido comprobar en la exposición de resultados, el tipo de fijación acetabular corresponde con la variable que más influencia tiene sobre el riesgo de desgaste del inserto de polietileno debido a su significación estadística.

Dicha influencia implica que el **Tipo de Fijación** guarda una relación¹⁴² muy estrecha con el grado e intensidad del desgaste en los insertos de UHMWPE y que dicha relación está claramente diferenciada en ambos tipos de fijación (cementada y no cementada).

Si realizamos un análisis pormenorizado, comprobamos que las tensiones de Von Mises y las Intensidades de Tensión registradas son sensiblemente más altas en la fijación acetabular no cementada que en la fijación cementada. Es decir, el riesgo de desgaste, que deviene de las tensiones analizadas, es mayor en las soluciones de fijación no cementadas, en todos los casos.

Esto, que ya ha sido expuesto de forma estadística en el apartado de Resultados, merece una reflexión especial en este apartado, por cuanto implica una “cuantificación” numérica en el orden de magnitud establecido del riesgo de desgaste que puede sufrir el inserto de polietileno según qué casos (posicionamiento del centro de rotación de la cadera, material y geometría de la cabeza femoral, espesor del inserto, morfología cérvico-diafisaria, deformidades de raquis, etc.)

En el caso concreto del posicionamiento del centro de rotación de la cadera, los resultados obtenidos arrojan como conclusión un coeficiente de variación mayor (entre los tres tipos de posicionamiento analizado) cuando la solución es no cementada que

¹⁴² Es reseñable que estas aseveraciones son realizadas desde la óptica del análisis biomecánico y de los resultados de Tensiones de Von Mises e Intensidad de Tensión, en los que otros factores de caracteres fisiológicos no son considerados.

cuando es cementada, en el que los valores de los tres posicionamientos se homogenizan entre sí.

La elevación y lateralización, en las soluciones no cementadas guardan una relación estrecha con un mayor riesgo de desgaste y fracaso del componente acetabular, lo cual queda refrendado en estudios clínicos (**Georgiades, Babis, Kourlaba, & Hartofilakidis, 2010**) donde se muestra una significación estadística (**Georgiades et al., 2010, p. 1146**) tanto en lo que se refiere al ratio de desgaste del polietileno como en la osteolisis de la zona acetabular. Estos estudios además concluyen que, desde los análisis biomecánicos, dicha lateralización se traduce en un incremento de las fuerzas de contacto (**Georgiades et al., 2010, p. 1148**) en el par de fricción. Sin que en la fuente anterior quede reflejado el porcentaje de incremento, en la presente investigación ese hecho de nuevo ha sido cuantificado numéricamente, ratificándose así que la lateralización implica un mayor valor de resultante de la carga articular (**R**) sobre el componente acetabular.

En términos generales los estudios clínicos e investigaciones de seguimientos a largo plazo, realizados en el pasado, sobre fijaciones no cementadas de insertos de polietileno no son concluyentes¹⁴³ por lo que respecta a cuál de los dos tipos de fijación puede ser más óptimo en la reconstrucción acetabular.

Sin embargo, dado el interés que tiene para la presente investigación, se va a realizar a continuación un análisis de dichos estudios para comprobar qué grado de concordancia experimental guardan con los resultados obtenidos aquí.

La correlación de los resultados que los estudios muestran posee generalmente una amplitud limitada y una casuística muy concreta, como ya anunciábamos en la introducción de este capítulo. Esto hace difícil una comparación entre los distintos

¹⁴³ Con la expresión “poco concluyentes” nos estamos refiriendo a que, a diferencia que para otras “variables” o parámetros empleados en la determinación del riesgo de desgaste como puedan ser el material empleado en la cabeza femoral o el diámetro de la misma, al menos para soluciones de insertos de polietileno antiguos o pares de fricción metal-metal, las conclusiones de los estudios son más unánimes. Este hecho que hemos comprobado respecto a la variabilidad de los resultados está relacionado con la gran complejidad que envuelve el estudio de la biotribología de la cadera, como más adelante se expondrá.

estudios clínicos, o dicho de otra forma, no se pueden comparar los estudios entre sí en igualdad de condiciones.

De esta problemática ya se han hecho eco algunas publicaciones que plantean, a modo de “estado del arte” una revisión general para intentar arrojar luz sobre esta problemática.

De interés en este sentido resulta un artículo (**Van Der Veen, Van Jonbergen, Poolman, Bulstra, & Van Raay, 2013**) que tiene por título “*Is there evidence for accelerated polyethylene wear in uncemented compared to cemented acetabular components? A systematic review of the literature*”. Dicho trabajo plantea una revisión de la bibliografía¹⁴⁴ existente acerca del tema de la fijación, concluyendo que existe un alto grado de desgaste en las soluciones no cementadas frente a las cementadas (**Van Der Veen et al., 2013, p. 13**). Existe, sin embargo, un reconocimiento por parte de los autores del estudio de las limitaciones del mismo en cuanto a que esta se realiza sobre una muestra clínica heterogénea¹⁴⁵. Con todo ello, la comparativa llevada a cabo en este trabajo tiene lugar sobre pacientes que han sido intervenidos de ATC y a los que se les ha implantado el mismo tipo de prótesis (*monobloc Charnley stem*).

Otros estudios, de carácter general, que se adentraron en su día (**Pakvis, Van Hellemond, De Visser, Jacobs, & Spruit, 2011, p. 1115**) sobre el tipo de fijación no se decantaron con la misma contundencia sobre la solución cementada frente a la no cementada, a pesar de reconocer que genera menor desgaste la primera que la segunda.

En una línea similar se mueven otras revisiones bibliográficas sobre el tema, que manifiestan una tendencia similar de comportamiento, aún reconociendo, de nuevo, que la comparativa realizada está limitada por una muestra de carácter disperso en

¹⁴⁴ A pesar de que el artículo es del año 2013, resulta una mina bibliográfica en el tema que nos ocupa.

¹⁴⁵ El estudio se llevó a cabo sobre 1.271 caderas de pacientes de 62 años de media de edad en el rango que va de los 40 a los 72 años (**Van Der Veen et al., 2013, p. 10**).

cuanto a los pacientes que intervienen en el estudio (Clement, Biant, & Breusch, 2012, p. 442).

Esto contrasta con otras publicaciones (Garcia-Rey & Garcia-Cimbrelo, 2007, p. 209)¹⁴⁶ más contundentes y realizadas sobre estudios clínicos de fijación no cementada que manifiestan un mayor desgaste (Busch, Klarenbeek, Slooff, Schreurs, & Gardeniers, 2010, p. 3218), ya sea de carácter volumétrico o lineal, y por consiguiente, un mayor riesgo de osteolisis (Harris, 1995) y fracaso protésico (Berry D.J., Barnes C.L., Scott R.D., Cabanela M.E., 1994, p. 576).

Otros estudios clínicos de seguimiento de ATC acusan fracaso protésico en los sistemas de fijación no cementada, concretando que el fallo se produce entre el inserto de polietileno y la cúpula acetabular (Astion, Saluan, Stulberg, Rimnac, & Li, 1996, p. 726). Esto coincide con el registro de tensiones máximas y energías de deformación registradas en las simulaciones por elementos finitos llevados a cabo en la presente investigación.

A pesar de ello, hay estudios a largo plazo que concluyen, generalmente, que los resultados de fijaciones no cementadas de los insertos poseen ventajas aunque adelantan sus limitaciones (la osteolisis periprotésica y la dislocación). Harris, sin embargo, concluye que estos dos problemas se minimizarán con nuevos diseños de piezas y tamaños mayores de cabeza acetabular (Harris, 2003, p. 124).

Debemos recordar, que a la hora de plantear las restricciones de movimiento de los insertos en la aplicación informática, en los modelos no cementados dicha fijación se lleva a cabo en el paralelo de la superficie exterior del inserto donde se localiza un rebaje en el material. En esa zona concreta es donde se producen los mayores valores de tensión, y por ende, la migración de partículas fruto del desgaste¹⁴⁷.

¹⁴⁶ En este trabajo además se hace un recorrido por diversos factores concurrentes en el desgaste y tensiones excesivas de los insertos tales como la orientación, espesor de los insertos, etc.

¹⁴⁷ Es importante señalar que los resultados de fijación cementada, los máximos resultados, desde el punto de vista cuantitativo (Von Mises e Intensidad de Tensión) se producen en la cara interna del inserto, es decir, en el punto de contacto entre la cabeza femoral (metálica o cerámica) y el inserto de UHMWPE.

Los resultados experimentales de las referencias reflejadas más arriba avalan la casuística presentada en este trabajo¹⁴⁸ referente al desgaste en soluciones no cementadas, donde los grupos de resultados de máximas tensiones se concentran preferentemente en áreas del borde del inserto y en su cara externa¹⁴⁹.

Pese a ello, existen estudios clínicos que parecen concluir pocas diferencias entre los resultados obtenidos con soluciones cementadas y no cementadas (**Björgul et al., 2010, p. 42**). Esto nos lleva a la discusión de qué tipo de parametrización se ha llevado a cabo para dichas conclusiones, cuando en general observamos que las revisiones bibliográficas son conscientes de lo heterogéneo de las tipologías de fijación analizadas en los pacientes.

Las técnicas de fijación no cementada (*press-fit*) han aportado resultados óptimos (**Udomkiat et al., 2002, p. 1199**) en este campo, relacionándolo con la inclinación de inserto como factor determinante del riesgo de desgaste, a pesar de que hay estudios que plantean escasa incidencia (**Müller et al., 2011, p. 560**) en la revisión de cadera, con esta técnica de fijación.

Finalmente, soluciones que mejoran el sistema de fijación no cementada (**Gwynne-Jones, Garneti, Wainwright, Matheson, & King, 2009, p. 863**), concentran los casos de aparición de osteolisis, de nuevo, entre el inserto y la cúpula de fijación ósea.

Pese a todo lo dicho, en nuestro caso, la solución no cementada, y siempre vista desde una óptica biomecánica del comportamiento estructural del inserto en su conjunto, debido a unas cargas y con unas restricciones concretas, posee un

¹⁴⁸ Este es un tema ya mencionado en el apartado de Metodología en el que se explica la casuística e implicaciones del sistema de anclaje del inserto a la hora de su análisis tridimensional por elementos finitos. Sin embargo y como se verá más adelante, los resultados obtenidos en los análisis abren una línea futura de investigación hacia este tipo de anclaje y hacia la minimización de las tensiones en estos puntos, verdaderos responsable de los fallos protésicos en la clínica.

¹⁴⁹ La omisión de esta pieza en los análisis, por motivos de procesamiento de datos, queda justificada en el apartado metodológico y viene a señalar que el sistema de ensayo por elemento finitos escogido responde a las expectativas de la hipótesis planteada al comienzo de este trabajo.

movimiento y por ende una fatiga mayor que las soluciones cementadas, tal y como queda reflejado en los resultados de esta tesis.

Hemos de recordar que, como ya se avanzó en la metodología, de cara a buscar una comparativa entre los dos tipos de fijación, se ha extraído el valor máximo existente (en el caso de la solución no cementada), localizados en la zona donde contactan la cabeza femoral protésica y el inserto de polietileno.

Así, de cara a la práctica clínica, ya hay autores que refrendan, tras hacer una revisión de la literatura, la fijación cementada acetabular como el “patrón oro” (*gold standard*) para todos los grupos de edad (Clement et al., 2012, p. 423) y cualquier componente acetabular.

No obstante, no es finalidad de esta tesis el marcar una pauta aplicable a la práctica clínica, y en este sentido, no se plasmará una indicación clara sobre el modo de realizar la reconstrucción acetabular.

Por todo ello se concluye que, como método de cuantificación del riesgo de desgaste, la metodología de análisis por elementos finitos viene refrendada por los resultados de los estudios clínicos, aportando a los mismos la razón de porqué las soluciones cementadas sufren menor desgaste que las soluciones no cementadas

5.1.2. Posicionamiento del Centro Articular

En el caso de la variable **Posicionamiento del Centro Articular**, si bien sus valores estadísticos quedan envueltos en el conjunto, es constatable su significación estadística y peso específico al observar con cierta perspectiva las gráficas de resultados, tanto en la Tensión de Von Mises como en la Intensidad de Tensión.

Como ya se apuntara en la Introducción, la bibliografía al respecto del posicionamiento del Centro Articular concluye¹⁵⁰ que el posicionamiento Elevado Lateralizado (**EL**) del componente acetabular posee más índice de fracaso clínico (**Georgiades et al., 2010, p. 1148; Wan, Boutary, & Dorr, 2008, p. 54**) que el Centrado (**CT**) o el Elevado Medializado (**EM**).

En este sentido, es significativa la coincidencia entre los resultados aquí expuestos y los resultados clínicos (**Hirakawa et al., 2001, pp. 138–139**) que apuntan hacia una estrecha correlación entre el desgaste del inserto y la lateralización del centro articular. Pese a ello, los mismos resultados clínicos concluyen poca relación con posiciones elevadas y pero sin lateralización alguna.

Esto puede deberse, quizá, a que la elevación del centro de rotación sin medializar o lateralizar, es decir, simplemente elevando dicho centro de rotación, puede tener escasa incidencia en el aumento del riesgo de desgaste, pero la conjunción de la elevación junto con el desplazamiento respecto del eje vertical del centro anatómico si que arroja resultados significativos en nuestro caso, ya sea en una reducción del riesgo de desgaste en el caso del Posicionamiento Elevado Medializado (**EM**) o en el aumento de dicho riesgo en el caso del Posicionamiento Elevado Lateralizado (**EL**).

El matiz que se suscita, entre elevar el centro articular protésico pero sin desplazar este respecto del eje vertical (**Doehring et al., 1996, p. 696**), podría explicar los

¹⁵⁰ Esta conclusión no está exenta de voces discordantes por cuanto los autores que ligan el Posicionamiento del Centro Articular y la inclinación del acetábulo como factores determinantes del desgaste y posterior revisión de Artroplastia Total de Cadera, también son conscientes de la diversidad de estudios si no contrarios, no precisamente en la misma línea. De entre ellos, Del Schutte es digno de mención por su sinceridad y honestidad científica (**Del Schutte H. et al., 1998, p. 627**) al reconocer la escasa relación entre parámetros y falta de datos inherente a sus conclusiones.

resultados obtenidos (Pagnano, Hanssen, Lewallen, & Shaughnessy, 1996; Russotti & Harris, 1991) en los estudios realizados sobre esta temática a finales del siglo XX, encontrando poco concluyente, desde el punto de vista del desgaste bio-tribológico de los insertos, la elevación del centro articular.

Sin embargo, más concluyente resultan, a nivel estadístico, estudios clínicos (Gallo, Havranek, & Zapletalova, 2010) que determinan claramente la relación entre lateralización y medialización como lados opuestos del mismo espectro (Gallo et al., 2010, p. 23) de valores, entendiendo la primera como factor de riesgo (*risk factor*) y la segunda como factor de protección (*protective factor*) en cuanto al desgaste de polietileno se refiere.

Los resultados de Gallo se apoyan en varias fuentes (Karachalios, Hartofilakidis, Zacharakis, & Tsekoura, 1993; Wan et al., 2008; Wroblewski, Siney, & Fleming, 2004) que avalan esta línea de investigación y que en la presente investigación encuentra una base de cuantificación numérica.

Esta es la razón por la que se ha anexado toda la colección de gráficas, al final de este trabajo, en las que se comparan para cada diámetro, material y espesor de inserto, los valores de Tensión de Von Mises e Intensidad de Tensión, sobre los tres posicionamientos del centro de rotación de la cadera.

Finalmente y vista la coincidencia con los estudios clínicos, nos queda en este punto referir la misma coincidencia de resultados, esta vez sobre estudios experimentales apoyados en el análisis por métodos numéricos (Wong & Stilling, 2011, p. 156), en la misma línea que se lleva a cabo en el presente trabajo, a saber, sobre las tensiones registradas por el material del inserto en las simulaciones por elementos finitos y el riesgo de desgaste que dicho material puede llegar a sufrir, antes del fracaso protésico.

Así, desde el punto de vista clínico, en caso de dejar elevado el centro de rotación de la cadera, situación no infrecuente en la cirugía de revisión acetabular, siempre sería

mejor situarlo en posición medializada en vez de lateralizada. De esta forma, las tensiones generadas serían menores y el riesgo de fracaso disminuiría.

5.1.3. Material de la cabeza femoral protésica

Si tenemos en cuenta los resultados obtenidos en base a la variable **Material de cabeza femoral protésica**, encontramos conclusiones de interés en lo que se refiere al desgaste.

La bibliografía al respecto se ha centrado en aspectos de desarrollo de materiales de última generación, fundamentalmente en lo que a cerámica se refiere. Si bien la reducción del desgaste planteada en dicha bibliografía se realiza en base al par de fricción cerámica-cerámica (Benazzo, Perticarini, Russo, & Combi, 2013, p. 28), dichos estudios se enfocan en base a factores como el ruido por contacto del par de fricción (Grimm, Tonino, & Heyligers, 2011, p. 74; van der Jagt, Mokete, Gelbart, Nwokeyi, & Schepers, 2011, p. 86) o la influencia del diámetro de la cabeza en dicho ruido (Hoffmann, Jovanovic, & Muschik, 2011, p. 93).

Por otro lado, la comparativa entre los estudios (Teeter et al., 2018, p. 623) que contemplan CoCr y ZrO₂ como cabezas femorales protésicas en combinación con el inserto acetabular de UHMWPE, no arrojan una diferencia significativa entre ambos materiales, en lo que al desgaste se refiere.

Pese a no tenerse en cuenta, en la presente investigación, factores de carácter biológico pertenecientes al par de fricción entre materiales (metal-polietileno y cerámica polietileno), los resultados registrados son concordantes con los estudios clínicos, mencionados más arriba.

Por tanto, la única razón sobre la que fundamentar la correlación entre los resultados obtenidos y los mencionados estudios clínicos puede residir en la aproximación matemática que se ha realizado a la hora de modelizar el par de fricción entre polietileno y cerámica.

Recordemos que dicha aproximación matemática se fundamentaba en dos aspectos, a través de los cuales, el material cerámico fue tenido en cuenta en las simulaciones

por elementos finitos. El primero de ellos es la propia teoría hertziana que determina el área del círculo sobre el que se aplica la resultante articular sobre la cara interior del inserto de polietileno. Por la otra y también relacionado con la reacción articular, está la inclusión de una fuerza de fricción sobre la cara interior del mencionado inserto, que como es de suponer, incluye un coeficiente de fricción perteneciente al par cerámica-polietileno y que además varía¹⁵¹ entre el diámetro de 32 mm y el diámetro de 36 mm de cabeza femoral protésica.

Teniendo en cuenta lo ya referido y circunscribiendo la aproximación matemática del par de fricción al ámbito biomecánico, podríamos aventurar que de haberse estudiado una reconstrucción con cerámica-cerámica, los resultados habrían variado sensiblemente a los obtenidos en esta tesis. En el caso de haberse trabajado con inserto de cerámica, el coeficiente de fricción podría haber descendido hasta 0,002 (Morán, Navarro, García, & Caballero, 2011, p. 23) con lo que los valores de la fuerza rasante sobre la cara interior del inserto habría descendido considerablemente.

¹⁵¹ Este tema ya fue desarrollado y explicado en el apartado de Metodología, en el que se justificó el origen de los valores de coeficientes de fricción empleados tanto para el ZrO₂ como para el CoCr, así como el área de contacto de Hertz empleada en los análisis por elementos finitos.

5.1.4. Diámetro de la cabeza femoral protésica

Atendiendo al **Diámetro de la cabeza femoral**, los resultados arrojan conclusiones similares a las referidas en cuanto al material. Los valores de media de Tensión de Von Mises o de Intensidad de Tensión entre los dos diámetros analizados son prácticamente los mismos con leves variaciones.

Si tenemos en cuenta los estudios clínicos del desgaste en las revisiones de Artroplastia Total de Cadera, atendiendo al diámetro de la cabeza femoral, comprobamos que la franja desde los 22 mm hasta los 36 mm no registran cambios significativos (Tsikandylakis et al., 2018, p. 228) siendo el valor de 32 mm de diámetro el límite a partir del cual es significativo el incremento del desgaste volumétrico en el par metal-polietileno (con el aumento del diámetro).

Sin embargo, los valores de desgaste volumétrico para el par de fricción cerámico-polietileno no son significativos en ese límite de 32 mm. En otros estudios recientes (Muratoglu et al., 2001, p. 27; Shen et al., 2011, p. 400) se aportan datos en la misma línea y coincidente con los resultados aquí obtenidos.

Por otro lado, los datos de desgaste varían significativamente entre desgaste lineal (Hagio et al., 2016, p. 2808) y desgaste volumétrico, siendo muy parejos en el desgaste lineal y observándose diferencias notables cuando se refiere al desgaste volumétrico (Karydakis & Karachalios, 2011, p. 221).

En cualquier caso, la implicación en la clínica que de aquí se extrae, nos alienta a la utilización de cabezas de diámetro mayor en la reconstrucción articular mediante una ATC. Dado que el desgaste no ha demostrado ser elevado (Bunn, Colwell, & D'Lima, 2014), que la estabilidad articular inherente a estos diámetros es muy significativa (Del Balso, Teeter, Tan, Howard, & Lanting, 2016, p. 2335), y teniendo en cuenta el desgaste producido entre el cuello del vástago femoral y el cono de la cabeza, se tiende a emplear cabezas de 32 mm.

5.1.5. Espesor del inserto de UHMWPE

Una de las variables que ha reflejado especial significancia estadística en esta investigación ha sido el **Espesor del inserto** acetabular de UHMWPE.

Si bien en la fijación cementada su significación individual, entre los tres tipos de espesores analizados se diluye, cuando se trata de fijación no cementada, la tendencia de reducción de tensiones en los insertos a medida que el espesor del mismo aumenta es bastante clara. Esto tiene una relevancia clínica importante, ya que la tendencia en la actualidad es a utilizar cabezas de diámetro elevado a expensas de sacrificar el grosor del inserto del polietileno.

En estudios clínicos de finales del siglo XX, hay registros (**Astion et al., 1996, p. 763**) de la influencia del espesor del inserto de polietileno relacionándolo directamente con el fallo protésico (**Berry D.J., Barnes C.L., Scott R.D., Cabanela M.E., 1994, p. 577**) a través de la osteolisis producida en el desgaste, e incluso llegándose en aquellos casos a la fractura del polietileno. En particular es reseñable que los valores de desgaste aumenten a medida que desciende el espesor de la pared desde los 8,5 mm hacia abajo (**Astion et al., 1996, p. 761**) o en valores por debajo de 5 mm (**Berry D.J., Barnes C.L., Scott R.D., Cabanela M.E., 1994, p. 576**).

Otros estudios relacionan pocos cambios entre espesores parejos (de 5,3 a 6,3 mm de diferencia) de inserto cuando se trata de analizar el desgaste lineal (**Hagio et al., 2016, p. 2808**), lo que puede demostrar el leve incremento de desgaste sufrido por los insertos en los cambios leves de espesor.

Sin embargo en los estudios experimentales realizados con cambios de espesor de 3 mm a 6 mm (**Shen et al., 2011, p. 399**) se observa una tendencia más alienada con los resultados de la presente investigación, en cuanto a la tendencia al aumento de Tensión de Von Mises y de Intensidad de Tensión en los casos de menor espesor en de los insertos.

Esa misma conclusión puede observarse en otros estudios que comparan distintos tipos de entrecruzamiento de polietileno en los insertos (Muratoglu et al., 2001, p. 26).

Hay que recordar que, en la presente investigación, el salto entre espesores de los tres insertos analizados es de 2 mm de diferencia entre los dos primeros espesores de inserto analizados y 4 mm entre el segundo y el tercero, cubriéndose de esta forma una franja amplia de posibilidades.

Dados los resultados obtenidos y, teniendo en cuenta la mayor tendencia a la utilización de componentes acetabulares no cementados, en la práctica clínica no se aconseja el empleo de insertos de polietileno con un espesor menor de 6 mm.

5.1.6. Morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis

Analizados desde el muestreo general, sin duda la variable que estadísticamente ha tenido menor influencia en el conjunto poblacional ha sido el **Tipo de cadera**. Esto se debe a que se han englobado todas las deformidades de raquis y de morfología cérvico-diafisiaria en conjunto de datos, tanto en la opción cementada como no cementada.

Sin embargo, en el análisis particularizado para la morfología cérvico-diafisiaria, la relevancia estadística de la variable **Tipo de cadera** ha quedado constatada.

Como primer grupo de estudio, podríamos analizar las caderas Coxa-Vara y Coxa-Valga con respecto a la cadera Normal para comprobar su incidencia en la respuesta tensional de los insertos analizados.

Esto se puede ver en el gráfico correspondiente de resultados (histogramas de frecuencias y de comparación entre tipologías diferentes).

Por lo que a las tensiones de Von Mises e Intensidades de Tensión se refiere, se puede concluir que los valores de mayor Tensión de Von Mises e Intensidad de Tensión se dan en caderas Coxa-Valga (**CVg**) con Posicionamiento Elevado Lateralizado (**EL**) y menor espesor de inserto fijado de forma no cementada.

En el otro lado del espectro, las tensiones menores se encontrarán en las caderas Coxa Vara (**CVr**) con posicionamiento Elevado Medializado (**EM**) y mayor espesor del inserto. Por ende, una cadera **CVg** es preferible que, mecánicamente hablando, posea su centro de rotación en la posición **EM** y con un inserto de mayor espesor.

Por lo que respecta al segundo grupo, que englobaría las deformidades de raquis **SDa**, **Sdb**, **SCa** y **SCb**, podemos indicar el mismo espectro de conclusiones en cuanto a máxima tensión registrada y a las recomendaciones en caso de un tipo u otro de Escoliosis.

Tanto con escoliosis descompensada como en con escoliosis compensada, los valores mayores de Tensión de Von Mises e Intensidad de Tensión se registran en casos de posicionamiento del centro articular **EL**. Y, de nuevo, los valores menores de estas tensiones se producen en casos de posicionamiento **EM**.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

6. CONCLUSIONES

Como **conclusiones particulares** a los distintos puntos analizados en esta investigación se pueden enumerar las siguientes:

1. Existe una clara dependencia entre el desgaste del inserto y el tipo de fijación, siendo mayor éste en los casos de fijación no cementada.
2. La influencia del posicionamiento del centro articular es igualmente un factor determinante en el desgaste a la luz de los resultados numéricos obtenidos, siendo mayor el desgaste en los casos en los que dicho posicionamiento se encuentra Elevado y Lateralizado.
3. Tanto el material como el diámetro de la cabeza protésica no han mostrado especial influencia en el desgaste del inserto.
4. Se ha comprobado que a menores espesores de inserto hay mayores aumentos de las tensiones y energías de deformación, indicando esto una tendencia mayor al desgaste.
5. En cuanto a la morfología cérvico-diafisiaria, la cadera Coxa Vara tiene más tendencia al desgaste que la Coxa Vara, y dichos valores se acusan según el tipo de posicionamiento del centro articular.
6. Indistintamente en la escoliosis sucede lo mismo, dependiendo del tipo de posicionamiento elegido en la intervención de ATC.

Finalmente, como **conclusiones generales** se pueden establecer las siguientes:

1. El sistema propuesto de cálculo por elementos finitos puede ser útil en la planificación preoperatoria de ATC, en el que los condicionantes particulares del paciente determinarían la idoneidad de un tipo de posicionamiento u otro en función de su peso y morfología cérvico-diafisiaria.

2. La presente investigación concluye que muchos de los parámetros que la clínica ha determinado como influyentes en el desgaste y fallo protésico tiene una cuantificación en base a los valores vectoriales (magnitud y dirección) de la reacción articular (**R**).

Todo lo anterior nos permite elevar nuestra **Hipótesis a categoría de TESIS** y afirmar que, la metodología empleada en este trabajo puede ser llevada a la planificación preoperatoria de forma que se puedan contemplar y estudiar, con carácter previo a la intervención de ATC, la solución de fijación y componentes protésicos más adecuados al paciente en base a las simulaciones por elementos finitos llevados a cabo sobre los parámetros biomecánicos del dicho paciente.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

LÍNEAS FUTURAS

A continuación enunciamos las líneas de investigación que consideramos de interés a tenor del desarrollo y conclusiones antes enunciadas:

1. Desarrollo experimental de grupos aislados de los resultados obtenidos mediante simulador de cadera.
2. Diseño integrado de un sistema de planificación preoperatorio computerizado en el que se pudieran extraer a partir de los datos del paciente y de su radiografía, los cálculos de la reacción articular, así como el resto de los parámetros necesarios para determinar las geometría, material y sistemas de fijación y posicionamiento de la articulación coxofemoral protésica.
3. Estudio de posibles mejoras en los sistemas de fijación “no cementada” así como de sus niveles de restricción en la copa acetabular.

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla nº 1: Propiedades de los materiales empleados en cabeza femoral e inserto	40
Tabla nº 2: Propiedades del UHMWPE empleadas las simulaciones	47
Tabla nº 3: Parámetros empleados en el cálculo MEF	49
Tabla nº 4: Parámetros correspondientes a la morfología cérvico-diafisiaria de Cadera Normal	62
Tabla nº 5: Parámetros correspondientes a la morfología cérvico-diafisiaria de cadera Coxa Vara	63
Tabla nº 6: Parámetros correspondientes a la morfología cérvico-diafisiaria de cadera Coxa Valga	63
Tabla nº 7: Parámetros correspondientes a la articulación baja de la escoliosis descompensada (SDb)	63
Tabla nº 8: Parámetros correspondientes a la articulación alta de la escoliosis descompensada (SDa)	63
Tabla nº 9: Parámetros correspondientes a la articulación baja de la escoliosis compensada (SCb)	64
Tabla nº 10: Parámetros correspondientes a la articulación alta de la escoliosis compensada (SCa)	64
Tabla nº 11: Relación entre R y W	64
Tabla nº 12: Radio de círculo de incidencia de la carga articular	66
Tabla nº 13: Coeficiente de fricción del par de meta/UHMWPE y cerámica/UHMWPE	67
Tabla nº 14: Resumen del Tipo de Fijación sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción	79
Tabla nº 15: Análisis ANOVA del Tipo de Fijación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con fricción	79
Tabla nº 16: Coeficientes del Tipo de Fijación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con fricción	79
Tabla nº 17: Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises sin Tipo de Fijación	80
Tabla nº 18: Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión VM con Tipo de Fijación	82
Tabla nº 19: Resumen sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción	84
Tabla nº 20: Análisis ANOVA de todas las variables sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción	84
Tabla nº 21: Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con rozamiento	84
Tabla nº 22: Resumen sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción	87
Tabla nº 23: Análisis ANOVA de todas las variables sobre la variable dependiente Tensión VM con fricción	87
Tabla nº 24: Coeficientes y correlación sobre la variable dependiente Tensión Von Mises con rozamiento	87
Tabla nº 25: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación Cementada	91
Tabla nº 26: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación No Cementada	91
Tabla nº 27: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Centrado	97
Tabla nº 28: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado	97
Tabla nº 29: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado	98
Tabla nº 30: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para material metálico (CoCr)	102
Tabla nº 31: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para material cerámico (ZrO ₂)	103
Tabla nº 32: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 32 mm	107
Tabla nº 33: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 36 mm	108
Tabla nº 34: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 5,3 mm	112
Tabla nº 35: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm	113
Tabla nº 36: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm	113
Tabla nº 37: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Normal (N)	119
Tabla nº 38: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)	119
Tabla nº 39: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)	120
Tabla nº 40: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCa	120
Tabla nº 41: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCb	121
Tabla nº 42: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDa	121
Tabla nº 43: Valores estadísticos de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDb	122
Tabla nº 44: Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para fijación Cementada	128
Tabla nº 45: Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para fijación No Cementada	128
Tabla nº 46: Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Centrado	132
Tabla nº 47: Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado	132

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

Tabla nº 48. Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado	133
Tabla nº 49. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para material metálico (CoCr)	137
Tabla nº 50. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para material cerámico (ZrO ₂)	137
Tabla nº 51. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 32 mm	141
Tabla nº 52. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 36 mm	141
Tabla nº 53. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 5,3 mm	145
Tabla nº 54. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm	145
Tabla nº 55. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm	146
Tabla nº 56. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Normal (N)	150
Tabla nº 57. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)	151
Tabla nº 58. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)	151
Tabla nº 59. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCa	152
Tabla nº 60. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCb	152
Tabla nº 61. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDa	153
Tabla nº 62. Valores estadísticos de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDb	153
Tabla nº 63. Porcentaje localización de máxima Tensión de Von Mises e Intensidad de Tensión en diámetro 32 mm	160

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. nº 1: Ejemplo de desgaste en un inserto de polietileno en la zona exterior en una fijación no cementada	19
Fig. nº 2: Cúpula cotiloidea con resalte en el borde para encaje de sujeción del inserto	20
Fig. nº 3: Parámetros empleados en las simulaciones.	31
Fig. nº 4: Ejemplo de inserto de polietileno cementado y no cementado (Fuente: Zimmer Biomet)	32
Fig. nº 5: Restricciones impuestas al modelo tridimensional en los caso de fijación cementada	33
Fig. nº 6: Restricciones impuestas al modelo tridimensional en los caso de fijación no cementada	34
Fig. nº 7: Posicionamientos del centro articular coxofemoral empleados en los modelos tridimensionales	36
Fig. nº 8: Materiales de cabeza protésica (Fuente: Zimmer Biomet)	38
Fig. nº 9: Espesores disponibles del inserto en función del diámetro de cabeza femoral (Fuente: Zimmer Biomet)	42
Fig. nº 10: Ángulo cérvico-diafisario (ACD) en cadera normal, Coxa Vara y Coxa Valga	44
Fig. nº 11: Descomposición de cargar en la morfología cérvico-diafisaria (Fuente: Pauwels, 1976, p. 26)	45
Fig. nº 12: Inclinación de la cadera por escoliosis; A_a = Articulación alta; A_b = Articulación baja	45
Fig. nº 13: Inserto de polietileno modelizado en tres dimensiones para su análisis MEF	46
Fig. nº 14: Ejes de referencia sobre la articulación coxofemoral	50
Fig. nº 15: Sección por el plano coronal (frontal) de la cadera protésica (arriba) y de la cadera normal (abajo)	51
Fig. nº 16: Giro de 40° del inserto alrededor del eje anteroposterior (H_{ap}) visto desde el plano coronal	52
Fig. nº 17: Giro de 40° del inserto alrededor del eje anteroposterior (H_{ap}) visto en perspectiva	52
Fig. nº 18: Intervención de cadera donde se puede observar la cúpula acetabular posicionada	53
Fig. nº 19: Sección por el plano transversal (axial) de la cadera protésica (arriba) y de la cadera normal (abajo)	55
Fig. nº 20: Giro de 35° del inserto alrededor del eje craneocaudal (V_{cc}) visto desde el plano sagital	56
Fig. nº 21: Giro de 35° del inserto alrededor del eje craneocaudal (V_{cc}) visto en perspectiva	57
Fig. nº 22: Sistema de vectores del equilibrio de la articulación coxofemoral proyectado en el plano coronal	58
Fig. nº 23: Sistema de vectores del equilibrio de la articulación coxofemoral en perspectiva	59
Fig. nº 24: Descomposición en el plano coronal de acciones sobre la articulación coxofemoral	60
Fig. nº 25: Área de acción de la carga articular sobre el modelo tridimensional de inserto	65
Fig. nº 26: Ángulo de inclinación ($90^\circ - \beta$) de la reacción articular R proyectado sobre el plano frontal	66
Fig. nº 27: Ángulo de inclinación λ de la reacción articular R proyectado sobre el plano horizontal	67
Fig. nº 28: Relación entre Tensión de Von Mises con y sin fuerza de fricción	73
Fig. nº 29: Relación entre Tensión de Von Mises con fricción y la Intensidad de Tensión con fuerza de fricción	74
Fig. nº 30: Tensión de VM con fricción y Posicionamiento del Centro Articular	83
Fig. nº 31: Tensión de VM con fricción y Posicionamiento del Centro Articular en la morfología cérvico-diafisaria	86
Fig. nº 32: Tensión de VM con fricción y Posicionamiento del Centro Articular en deformidades de raquis	89
Fig. nº 33: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación Cementada.	92
Fig. nº 34: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fuerza de fricción para fijación No Cementada.	92
Fig. nº 35: Tensión de Von Mises con fuerza de fricción en función del tipo de fijación acetabular.	93
Fig. nº 36: Valores de tensión de Von Mises frente según el Posicionamiento del centro articular	95
Fig. nº 37: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Centrado	98
Fig. nº 38: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado	99
Fig. nº 39: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado	99
Fig. nº 40: Tensión de Von Mises con fricción en función del tipo de Posicionamiento del centro articular	100
Fig. nº 41: Valores de Tensión de Von Mises según el material de la cabeza femoral	101
Fig. nº 42: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para material metálico (CoCr)	103
Fig. nº 43: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para material cerámico (ZrO_2)	104
Fig. nº 44: Tensión de Von Mises con fricción en función del tipo de material de la cabeza femoral	104
Fig. nº 45: Valores de tensión de Von Mises según el Diámetro de la cabeza femoral	106
Fig. nº 46: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 32 mm	108
Fig. nº 47: Frecuencia Tensión de Von Mises con fricción para diámetro de 36 mm	109

Fig. nº 48: Tensión de Von Mises con fricción en función del diámetro del par de fricción	109
Fig. nº 49: Valores de Tensión de Von Mises según el espesor del inserto	111
Fig. nº 50: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 5,3 mm	114
Fig. nº 51: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm	114
Fig. nº 52: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm	115
Fig. nº 53: Tensión de Tensión de Von Mises con fricción en función del espesor del inserto	115
Fig. nº 54: Valores de Tensión de Von Mises según la morfología cérvico-diafisiaria y alteración de raquis	117
Fig. nº 55: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Normal (N)	122
Fig. nº 56: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)	123
Fig. nº 57: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)	123
Fig. nº 58: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCa	124
Fig. nº 59: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SCb	124
Fig. nº 60: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDa	125
Fig. nº 61: Frecuencia de Tensión de Von Mises con fricción para cadera SDb	125
Fig. nº 63: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para fijación cementada.	129
Fig. nº 64: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para fijación no cementada.	129
Fig. nº 65: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de fijación acetabular.	130
Fig. nº 66: Valores de Intensidad de Tensión frente según el Posicionamiento del centro articular	131
Fig. nº 67: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Centrado	133
Fig. nº 68: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Lateralizado	134
Fig. nº 69: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Posicionamiento Elevado Medializado	134
Fig. nº 70: Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de Posicionamiento del centro articular	135
Fig. nº 71: Valores de Intensidad de Tensión según el material de la cabeza femoral	136
Fig. nº 72: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para material metálico (CoCr)	138
Fig. nº 73: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para material cerámico (ZrO ₂)	138
Fig. nº 74: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del tipo de material de la cabeza femoral	139
Fig. nº 75: Valores de Intensidad de Tensión según el Diámetro de la cabeza femoral	140
Fig. nº 76: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 32 mm	142
Fig. nº 77: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para diámetro de 36 mm	142
Fig. nº 78: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del diámetro del par de fricción	143
Fig. nº 79: Valores de Intensidad de Tensión según el espesor del inserto	144
Fig. nº 80: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 5,3 m	146
Fig. nº 81: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 7,3 mm	147
Fig. nº 82: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para espesor del inserto de 11,3 mm	147
Fig. nº 83: Tensión de Intensidad de Tensión con fricción en función del espesor del inserto	148
Fig. nº 84: Valores de Intensidad de Tensión según la morfología cérvico-diafisiaria y alteración de raquis	149
Fig. nº 85: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para Cadera Normal (N)	154
Fig. nº 86: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Valga (CVg)	154
Fig. nº 87: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera Coxa-Vara (CVr)	155
Fig. nº 88: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCa	155
Fig. nº 89: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SCb	156
Fig. nº 90: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDa	156
Fig. nº 91: Frecuencia de Intensidad de Tensión con fricción para cadera SDb	157
Fig. nº 93: Localización de máxima tensión en solución cementada	159
Fig. nº 94: Localización de máxima tensión en solución no cementada	160
Fig. nº 95: Localización de máxima tensión en solución no cementada	161
Fig. nº 96: Von Mises (Mpa) por el interior (a, b) y exterior (c, d). Fijación Cementada (a, c) y no cementada (b, d).	162
Fig. nº 97: Intensidad de Tensión por el interior (a, b) y exterior (c, d). Fijación Cementada (a, c) y no cementada (b, d).	163

Fig. nº 98: Localización de máxima Densidad de Energía de Deformación en solución cementada	164
Fig. nº 99: Localización de máxima Densidad de Energía de Deformación en solución no cementada	165
Fig. nº 100: Localización de máxima Energía Total de Deformación en solución no cementada	166
Fig. nº 101: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (5,3 mm)	218
Fig. nº 102: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (5,3 mm)	219
Fig. nº 103: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (7,3 mm)	220
Fig. nº 104: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (7,3 mm)	221
Fig. nº 105: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (11,3mm)	222
Fig. nº 106: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (11,3mm)	223
Fig. nº 107: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (5,3mm)	225
Fig. nº 108: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (5,3mm)	226
Fig. nº 109: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (7,3mm)	227
Fig. nº 110: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (7,3mm)	228
Fig. nº 111: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (11,3mm)	229
Fig. nº 112: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (11,3mm)	230
Fig. nº 113: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (5,3mm)	233
Fig. nº 114: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (5,3 mm)	234
Fig. nº 115: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (7,3 mm)	235
Fig. nº 116: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (7,3mm)	236
Fig. nº 117: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (11,3 mm)	237
Fig. nº 118: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (11,3 mm)	238
Fig. nº 119: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (5,3 mm)	240
Fig. nº 120: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (7,3mm)	241
Fig. nº 121: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (7,3 mm)	242
Fig. nº 122: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (7,3 mm)	243
Fig. nº 123: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (11,3 mm)	244
Fig. nº 124: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (11,3 mm)	245
Fig. nº 125: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (5,3 mm)	248
Fig. nº 126: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (5,3 mm)	249
Fig. nº 127: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (7,3 mm)	250
Fig. nº 128: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (7,3 mm)	251
Fig. nº 129: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (32) / UHMPWE (11,3 mm)	252
Fig. nº 130: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (11,3 mm)	253
Fig. nº 131: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (5,3 mm)	255
Fig. nº 132: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (5,3 mm)	256
Fig. nº 133: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (7,3 mm)	257
Fig. nº 134: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (7,3 mm)	258
Fig. nº 135: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (11,3 mm)	259
Fig. nº 136: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO ₂ (36) / UHMPWE (11,3 mm)	260

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

BIBLIOGRAFÍA

- Anza, J. J. (1989). U N Modelo De Elementos Finitos Mixtos Problema Del Contacto Elastico, 5, 163–184.
- Astion, D. J., Saluan, P., Stulberg, B. N., Rimnac, C. M., & Li, S. (1996). The porous-coated anatomic total hip prosthesis: failure of the metal-backed acetabular component. *JBJS*, 78(5), 755–766.
- Benazzo, F., Perticarini, L., Russo, C., & Combi, A. (2013). Ceramic-Ceramic Bearing in Difficult Hips (Primary and Revision). In *Total Hip Arthroplasty* (pp. 27–35). Springer.
- Bergmann, G., Bergmann, G., Deuretzabacher, G., Deuretzabacher, G., Heller, M., Heller, M., ... Duda, G. N. (2001). Hip forces and gait patterns from routine activities. *Journal of Biomechanics*, 34, 859–871.
[https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00040-9](https://doi.org/http://dx.doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00040-9)
- Berry D.J., Barnes C.L., Scott R.D., Cabanela M.E., P. R. (1994). Catastrophic failure of the polyethylene liner of uncemented acetabular components. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 76(4), 575–8. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8027143>
- Bevill, S. L., Bevill, G. R., Penmetsa, J. R., Petrella, A. J., & Rullkoetter, P. J. (2005). Finite element simulation of early creep and wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 38(12), 2365–2374.
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.022>
- Birnbaum, K., Siebert, C. H., Pandorf, T., Schopphoff, E., Prescher, A., & Niethard, F. U. (2004). Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 26(6), 433–446.

<https://doi.org/10.1007/s00276-004-0265-8>

- Bishop, N. E., Hothan, A., & Morlock, M. M. (2013). High friction moments in large hard-on-hard hip replacement bearings in conditions of poor lubrication. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(5), 807–813.
- Björgul, K., Novicoff, W. M., Andersen, S. T., Brevig, K., Thu, F., Wiig, M., & Åhlund, O. (2010). No differences in outcomes between cemented and uncemented acetabular components after 12-14 years: Results from a randomized controlled trial comparing Duraloc with Charnley cups. *Journal of Orthopaedics and Traumatology*, 11(1), 37–45. <https://doi.org/10.1007/s10195-010-0082-2>
- Bobman, J. T., Danoff, J. R., Babatunde, O. M., Zhu, K., Peyser, K., Geller, J. A., ... Macaulay, W. (2016). Total Hip Arthroplasty Functional Outcomes Are Independent of Acetabular Component Orientation When a Polyethylene Liner Is Used. *Journal of Arthroplasty*, 31(4), 830–834.e3. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.10.022>
- Braess, D. (1977). *Finite elements. Advances in Water Resources* (Vol. 1). [https://doi.org/10.1016/0309-1708\(77\)90011-2](https://doi.org/10.1016/0309-1708(77)90011-2)
- Brenner, S. C., & Scott, L. R. (2008). *The Mathematical Theory of Finite Element Methods. Dynamical Systems*. <https://doi.org/10.1007/978-0-387-75934-0>
- Breusch, S., & Malchau, H. (2006). *The Well-Cemented Total Hip Arthroplasty: Theory and Practice*. <https://doi.org/10.1007/3-540-28924-0>
- Budde, S., Windhagen, H., Lerch, M., Broese, M., Götze, P., & Thorey, F. (2012). Clinical and radiological results after implantation of the femoral neck preserving Delfi M hip prosthesis: a case series. *Technology and Health Care*, 20(2), 85–93.

- Bunn, A., Colwell, C. W., & D'Lima, D. D. (2014). Effect of head diameter on passive and active dynamic hip dislocation. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 32(11), 1525–1531. <https://doi.org/10.1002/jor.22659>
- Busch, V., Klarenbeek, R., Slooff, T., Schreurs, B. W., & Gardeniers, J. (2010). Cemented hip designs are a reasonable option in young patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 468(12), 3214–3220. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1355-z>
- Callaghan, J. J., Templeton, J. E., Liu, S. S., Pedersen, D. R., Goetz, D. D., Sullivan, P. M., & Johnston, R. C. (2004). Results of Charnley total hip arthroplasty at a minimum of thirty years. A concise follow-up of a previous report. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 86-A(4), 690–695. <https://doi.org/10.2106/JBJS.H.01201>
- Calonius, O., & Saikko, V. (2003). Force track analysis of contemporary hip simulators. *Journal of Biomechanics*, 36(11), 1719–1726. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(03\)00166-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(03)00166-0)
- Cao, S., & Mischler, S. (2016). Assessment of a recent tribocorrosion model for wear of metal-on-metal hip joints: Comparison between model predictions and simulator results. *Wear*, 362–363, 170–178. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2016.05.025>
- Charnley, J. (1961). Arthroplasty of the hip. A new operation. *Lancet*, 1, 1129–1132.
- Charnley, J. (1964). The bonding of prostheses to bone by cement. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 46(3), 518–529.
- Charnley, J. (1970a). 2 Total Hip Replacement by Low-Friction Arthroplasty. *Clinical*

Orthopaedics and Related Research®, 72, 7–21.

- Charnley, J. (1970b). The reaction of bone to self-curing acrylic cement: a long-term histological study in man. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 52(2), 340–353.
- Charnley, J. (1972). The long-term results of low-friction arthroplasty of the hip performed as a primary intervention. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 54(1), 61–76.
- Charnley, J., & Cupic, Z. (1973). The nine and ten year results of the low-friction arthroplasty of the hip. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 95, 9–25.
- Charnley, J., & Halley, D. K. (1975). Rate of wear in total hip replacement. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (112), 170–179.
- Clement, N. D., Biant, L. C., & Breusch, S. J. (2012). Total hip arthroplasty: To cement or not to cement the acetabular socket? A critical review of the literature. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 132(3), 411–427.
<https://doi.org/10.1007/s00402-011-1422-2>
- Comín, M., Dejoz, R., Atienza, C., Prat, J., Peris, J. L., Vera, P., ... Reig, C. (1998). Biomecánica articular y sustituciones protésicas. *Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia*.
- De Rada, P. D., Silverberg, J. M., Barriga, A., Llombart, R., & Valentí, J. R. (2011). Valoración clínico-radiológica del vástago CLS Spotorno a largo plazo. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 55(2), 85–90.
- Del Balso, C., Teeter, M. G., Tan, S. C., Howard, J. L., & Lanting, B. A. (2016). Trunnionosis: Does Head Size Affect Fretting and Corrosion in Total Hip

Arthroplasty? *Journal of Arthroplasty*, 31(10), 2332–2336.

<https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.03.009>

Del Schutte H., J., Lipman, A. J., Bannar, S. M., Livermore, J. T., Ilstrup, D., & Morrey, B. F. (1998). Effects of acetabular abduction on cup wear rates in total hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 13(6), 621–626.
[https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(98\)80003-X](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(98)80003-X)

Doehring, T. C., Rubash, H. E., Shelley, F. J., Schwendeman, L. J., Donaldson, T. K., & Navalgund, Y. A. (1996). Effect of superior and superolateral relocations of the hip center on hip joint forces: An experimental and analytical analysis. *Journal of Arthroplasty*, 11(6), 693–703. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(96\)80008-8](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(96)80008-8)

Duque-Morán, J. F., Navarro-Navarro, R., Navarro-García, R., & Ruiz-Caballero, J. A. (2011). Biomecánica de la prótesis total de cadera cementada y no cementada. *Canarias Médica y Quirúrgica*, 9(25).

Duque, J. F., Navarro, R., & Ruiz, J. A. (2012). Tribología y materiales en pares friccionales cerámica-polietileno: prótesis de cadera. *Ciencias Medicas y Quirúrgica*, 10(28), 27–33.

Esposito, C. I., Gladnick, B. P., Lee, Y. yu, Lyman, S., Wright, T. M., Mayman, D. J., & Padgett, D. E. (2015). Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 30(1), 109–113.
<https://doi.org/10.1016/j.arth.2014.07.009>

Fairhurst, H., Little, J. P., Adam, C. J., Pearcy, M. J., Izatt, M. T., Boom, K., ... Mac-Thiong, J. M. (2016). Association of spinal deformity and pelvic tilt with gait asymmetry in adolescent idiopathic scoliosis patients: Investigation of ground

reaction force. *Clinical Biomechanics*, 29(3), 52–57.

<https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2016.10.014>

Farhoudi, H., Oskouei, R. H., Jones, C. F., & Taylor, M. (2015). A novel analytical approach for determining the frictional moments and torques acting on modular femoral components in total hip replacements. *Journal of Biomechanics*, 48(6), 976–983. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.02.010>

Gallo, J., Havranek, V., & Zapletalova, J. (2010). Risk factors for accelerated polyethylene wear and osteolysis in ABG i total hip arthroplasty. *International Orthopaedics*, 34(1), 19–26. <https://doi.org/10.1007/s00264-009-0731-3>

Garcia-Rey, E., & Garcia-Cimbrelo, E. (2007). Long-term results of uncemented acetabular cups with an ACS polyethylene liner. A 14-16-year follow-up study. *International Orthopaedics*, 31(2), 205–210. <https://doi.org/10.1007/s00264-006-0151-6>

Georgiades, G., Babis, G. C., Kourlaba, G., & Hartofilakidis, G. (2010). Effect of cementless acetabular component orientation, position, and containment in total hip arthroplasty for congenital hip disease. *Journal of Arthroplasty*, 25(7), 1143–1150. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2009.12.016>

Gomez-Barrena, E., Medel, F., & Puertolas, J. A. (2010). Polyethylene Oxidation in Total Hip Arthroplasty: Evolution and New Advances. *The Open Orthopaedics Journal*, 3(1), 115–120. <https://doi.org/10.2174/1874325000903010115>

Gomez-Barrena, E., Puertolas, J. A., Munuera, L., & Konttinen, Y. T. (2008). Update on UHMWPE research: From the bench to the bedside. *Acta Orthopaedica*, 79(6), 832–840. <https://doi.org/10.1080/17453670810016939>

- Gottschalk, F., Kourosh, S., & Leveau, B. (1989). The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy*, 166, 179.
- Grimm, B., Tonino, A., & Heyligers, I. C. (2011). Are Noisy Ceramic-on-Ceramic Hips Linked to Periprosthetic Bone? In *Tribology in total hip arthroplasty* (pp. 73–83). Springer.
- Gwynne-Jones, D. P., Garneti, N., Wainwright, C., Matheson, J. A., & King, R. (2009). The Morscher Press Fit acetabular component: A NINE- TO 13-YEAR REVIEW. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, 91-B(7), 859–864. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.91B7.22013>
- Hagio, K., Saito, M., Okawa, T., Moriyama, S., Nakamura, Y., & Naito, M. (2016). Polyethylene Wear Associated With 26- and 32-mm Heads in Total Hip Arthroplasty: A Multicenter, Prospective Study. *Journal of Arthroplasty*, 31(12), 2805–2809. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2016.05.063>
- Harris, W. H. (1995). The problem is osteolysis. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (311), 46–53.
- Harris, W. H. (2003). Results of uncemented cups: a critical appraisal at 15 years. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (417), 121–5. <https://doi.org/10.1097/01.blo.0000096824.67494.aa>
- Hirakawa, K., Mitsugi, N., Koshino, T., Saito, T., Hirasawa, Y., & Kubo, T. (2001). Effect of Acetabular Cup Position, (388), 135–142.
- Hoffmann, F., Jovanovic, M., & Muschik, M. (2011). Head size in relation to noise occurrence in ceramic-on-ceramic bearings. In *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (pp. 91–97). Springer.

- Inman, V. T. (1947). Functional aspects of the abductor muscles of the hip. *JBJS*, 29(3), 607–619.
- Johnson, K. L., & Johnson, K. L. (1987). *Contact mechanics*. Cambridge university press.
- Joyce, T. (2009). Biopolymer tribology. In *Polymer tribology* (pp. 227–266). World Scientific.
- Kang, L., Galvin, A. L., Brown, T. D., Jin, Z., & Fisher, J. (2008). Quantification of the effect of cross-shear on the wear of conventional and highly cross-linked UHMWPE. *Journal of Biomechanics*, 41(2), 340–346. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.09.005>
- Karachalios, T., Hartofilakidis, G., Zacharakis, N., & Tsekoura, M. (1993). A 12-to 18-year radiographic follow-up study of Charnley low-friction arthroplasty. The role of the center of rotation. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (296), 140–147.
- Karydakis, G., & Karachalios, T. (2011). Comparative In Vivo Wear Measurement of Conventional and Modern Bearing Surfaces in Total Hip Replacements by the Use of POLYWARE® Computerized System. In *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (pp. 217–228). Springer.
- Kennedy, J. G., Rogers, W. B., Soffe, K. E., Sullivan, R. J., Griffen, D. G., & Sheehan, L. J. (1998). Effect of acetabular component orientation on recurrent dislocation, pelvic osteolysis, polyethylene wear, and component migration. *Journal of Arthroplasty*, 13(5), 530–534. [https://doi.org/10.1016/S0883-5403\(98\)90052-3](https://doi.org/10.1016/S0883-5403(98)90052-3)
- Kolb, A., Grübl, A., Schneckener, C.-D., Chiari, C., Kaider, A., Lass, R., & Windhager,

- R. (2012). Cementless total hip arthroplasty with the rectangular titanium Zweymüller stem: a concise follow-up, at a minimum of twenty years, of previous reports. *JBJS*, 94(18), 1681–1684.
- Košak, R., Kralj-Iglič, V., Iglič, A., & Daniel, M. (2011). Polyethylene wear is related to patient-specific contact stress in THA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469(12), 3415–3422. <https://doi.org/10.1007/s11999-011-2078-5>
- Krasicka-Cydzik, E., Oksiuta, Z., & Dabrowski, J. R. (2005). Corrosion testing of sintered samples made of the Co-Cr-Mo alloy for surgical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 16(3), 197–202.
- Kummer, B. (1993). Is the Pauwels' theory of hip biomechanics still valid? A critical analysis, based on modern methods. *Annals of Anatomy*, 175(3), 203–210. [https://doi.org/10.1016/S0940-9602\(11\)80002-6](https://doi.org/10.1016/S0940-9602(11)80002-6)
- Kuntz, M., Usbeck, S., Pandorf, T., & Heros, R. (2011). Ceramic Hip Replacements: Wear Behavior Affects the Outcome—A Tribological and Clinical Approach. In *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (pp. 25–40). Springer.
- Kurtz, S. M. (2009). From ethylene gas to UHMWPE component: The process of producing orthopedic implants. In *UHMWPE Biomaterials Handbook (Second Edition)* (pp. 7–19). Elsevier.
- Kurtz, S. M., Medel, F. J., MacDonald, D. W., Parvizi, J., Kraay, M. J., & Rimnac, C. M. (2010). Reasons for revision of first-generation highly cross-linked polyethylenes. *Journal of Arthroplasty*, 25(SUPPL. 6), 67–74. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2010.04.018>
- Kvederas, G., & Porvaneckas, N. (2002). Análisis biomecánico de la cadera antes y

después de la artroplastia total en casos de artrosis idiopática y displásica. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 46(01), 12–19. Retrieved from <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-cirugia-ortopedica-traumatologia-129-articulo-analisis-biomecanico-cadera-antes-despues-13028216>

Le Veau, B., Williams, M., & Lissner, H. R. (1991). *Biomecánica del movimiento humano*. Trillas.

Liu, F., Fisher, J., & Jin, Z. (2013). Effect of motion inputs on the wear prediction of artificial hip joints. *Tribology International*, 63, 105–114. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2012.05.029>

Liu, F., Leslie, I., Williams, S., Fisher, J., & Jin, Z. (2008). Development of computational wear simulation of metal-on-metal hip resurfacing replacements. *Journal of Biomechanics*, 41(3), 686–694. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.09.020>

Macdonald, N., & Bankes, M. (2014). Ceramic on ceramic hip prostheses: a review of past and modern materials. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 134(9), 1325–1333.

Mayer, C., Rommelmann, M., Behringer, M., Jäger, M., Krauspe, R., & Zilkens, C. (2018). Wear Kinetics of Highly Cross-Linked and Conventional Polyethylene Are Similar at Medium-term Follow-Up After Primary Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 33(8), 2671–2676. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2018.03.027>

Mcgrory, J., Morrey, F., Cahalan, D., & Cabanela, E. (1995). Effect Abductor of Femoral Muscle Offset Strength on of Total Motion and After, 77(6).

- McKee, G. K., & Watson-Farrar, J. (1966). Replacement of arthritic hips by the McKee-Farrar prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 48(2), 245–259.
- Moore, A. T. (1952). Metal hip joint; a new self-locking vitallium prosthesis. *Southern Medical Journal*, 45(11), 1015.
- Morán, D., Navarro, N., García, N., & Caballero, R. (2011). Pares de fricción en la artroplastia total de cadera (ATC): Parámetros Tribológicos, 19–29.
- Müller, L. A., Wenger, N., Schramm, M., Hohmann, D., Forst, R., & Carl, H. D. (2011). 17-Year follow-up of the rough-blasted threaded Weill cup in uncemented total hip arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 131(4), 557–561. <https://doi.org/10.1007/s00402-010-1215-z>
- Muratoglu, O. K., Bragdon, C. R., O'Connor, D., Perinchief, R. S., Estok, D. M., Jasty, M., & Harris, W. H. (2001). Larger diameter femoral heads used in conjunction with a highly cross-linked ultra-high molecular weight polyethylene: A new concept. *Journal of Arthroplasty*, 16(8 SUPPL. 1), 24–30. <https://doi.org/10.1054/arth.2001.28376>
- Nadzadi, M. E., Pedersen, D. R., Yack, H. J., Callaghan, J. J., & Brown, T. D. (2003). Kinematics, kinetics, and finite element analysis of commonplace maneuvers at risk for total hip dislocation. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 577–591. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00232-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00232-4)
- Nishii, T., Sakai, T., Takao, M., & Sugano, N. (2015). Fluctuation of Cup Orientation During Press-Fit Insertion: A Possible Cause of Malpositioning. *Journal of Arthroplasty*, 30(10), 1847–1851. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2015.04.037>

- Nordin, M., & Frankel, V. (2004). Biomecánica de la cadera. *Biomecánica Básica Del Sistema Musculoesquelético.*, 208–227.
- Pagnano, M. W., Hanssen, A. D., Lewallen, D. G., & Shaughnessy, W. J. (1996). The Effect of Superior Placement of the Acetabular Component on the Rate of Loosening after Total Hip Arthroplasty. Long-Term Results in Patients Who Have Crowe Type-II Congenital Dysplasia of the Hip*. *JBJS*, 78(7). Retrieved from https://journals.lww.com/jbjsjournal/Fulltext/1996/07000/The_Effect_of_Superior_Placement_of_the_Acetabular.4.aspx
- Pakvis, D., Van Hellemond, G., De Visser, E., Jacobs, W., & Spruit, M. (2011). Is there evidence for a superior method of socket fixation in hip arthroplasty? A systematic review. *International Orthopaedics*, 35(8), 1109–1118. <https://doi.org/10.1007/s00264-011-1234-6>
- Patten, E. W., Van Citters, D., Ries, M. D., & Pruitt, L. A. (2014). Quantifying cross-shear under translation, rolling, and rotation, and its effect on UHMWPE wear. *Wear*, 313(1–2), 125–134. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2014.03.001>
- Pauwels, F. (1976). *Biomechanics of the normal and diseased hip*. Springer-Verlag. <https://doi.org/10.1007/978-3-642-66212-6>
- Quagliarella, L., Boccaccio, A., Lamberti, L., & Sasanelli, N. (2006). Biomechanical effects of prosthesis neck geometries to contrast limb lengthening after hip replacement. *Journal of Applied Biomaterials and Biomechanics*, 4(1), 45–54.
- Ring, P. A. (1968). Complete replacement arthroplasty of the hip by the Ring prosthesis. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 50(4), 720–731.

- Rodriguez, J. A. (2006). Acetabular Fixation Options: Notes from the Other Side. *Journal of Arthroplasty*, 21(4 SUPPL.), 93–96. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2006.02.152>
- Rüdiger, H. A., Guillemin, M., Latypova, A., & Terrier, A. (2017). Effect of changes of femoral offset on abductor and joint reaction forces in total hip arthroplasty. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 137(11), 1579–1585. <https://doi.org/10.1007/s00402-017-2788-6>
- Russotti, G. M., & Harris, W. H. (1991). Proximal placement of the acetabular component in total hip arthroplasty. A long-term follow-up study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 73(4), 587—592. Retrieved from <http://europepmc.org/abstract/MED/2013598>
- Shen, F. W., Lu, Z., & McKellop, H. A. (2011). Wear versus thickness and other features of 5-mrad crosslinked UHMWPE acetabular liners. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469(2), 395–404. <https://doi.org/10.1007/s11999-010-1555-6>
- Simpson, D. J., Monk, A. P., Murray, D. W., & Gill, H. S. (2010). Biomechanics in orthopaedics: considerations of the hip and knee. *Surgery (Oxford)*, 28(10), 478–482. <https://doi.org/10.1016/j.mpsur.2010.07.008>
- Siopack, J. S., & Jergesen, H. E. (1995). Conferences and Reviews Total Hip Arthroplasty. *Western Journal of Medicine*, 162, 243–249.
- Smith-Petersen, M. N. (1939). Arthroplasty of the hip: a new method. *JBJS*, 21(2), 269–288.
- Teeter, M. G., MacLean, C. J., Somerville, L. E., Howard, J. L., McCalden, R. W.,

- Lanting, B. A., & Vasarhelyi, E. M. (2018). Wear performance of cobalt chromium, ceramic, and oxidized zirconium on highly crosslinked polyethylene at mid-term follow-up. *Journal of Orthopaedics*, 15(2), 620–623. <https://doi.org/10.1016/j.jor.2018.05.018>
- Teoh, S. H., Chan, W. H., & Thampuran, R. (2002). An elasto-plastic finite element model for polyethylene wear in total hip arthroplasty. *Journal of Biomechanics*, 35(3), 323–330. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00215-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00215-9)
- Thompson, F. R. (1952). Vitallium intramedullary hip prosthesis, preliminary report. *New York State Journal of Medicine*, 52(24), 3011.
- Traina, F., De Fine, M., Biondi, F., Tassinari, E., Galvani, A., & Toni, A. (2009). The influence of the centre of rotation on implant survival using a modular stem hip prosthesis. *International Orthopaedics*, 33(6), 1513–1518. <https://doi.org/10.1007/s00264-008-0710-0>
- Tsikandylakis, G., Mohaddes, M., Cnudde, P., Eskelinen, A., Kärrholm, J., & Rolfson, O. (2018). Head size in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Reviews*, 3(5), 225–231. <https://doi.org/10.1302/2058-5241.3.170061>
- Udomkiat, P., Dorr, L. D., & Wan, Z. (2002). Cementless hemispheric porous-coated sockets implanted with press-fit technique without screws: Average ten-year follow-up. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, 84(7), 1195–1200. <https://doi.org/10.2106/00004623-200207000-00016>
- Urriolagoitia-Calderon, G., Urriolagoitia-Sosa, G., Hernadez, L., Merchan, E., & Vite-torres, M. (2008). Wear analysis by applying a pin-disc configuration to phemoral head and acetabular cup. *Revista Colombiana de Biotecnología*, X(1), 94–110.

- van der Jagt, D. R., Mokete, L., Gelbart, B. R., Nwokeyi, K., & Schepers, A. (2011). Noise Emissions in Total Hip Replacements, with an Emphasis on Ceramic-on-Ceramic and Ceramic-on-Metal Bearings and Different Articular Sizes. In *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (pp. 85–90). Springer.
- Van Der Veen, H. C., Van Jonbergen, H. P. W., Poolman, R. W., Bulstra, S. K., & Van Raay, J. J. A. M. (2013). Is there evidence for accelerated polyethylene wear in uncemented compared to cemented acetabular components? A systematic review of the literature. *International Orthopaedics*, 37(1), 9–14. <https://doi.org/10.1007/s00264-012-1738-8>
- Wan, Z., Boutary, M., & Dorr, L. D. (2008). The Influence of Acetabular Component Position on Wear in Total Hip Arthroplasty. *Journal of Arthroplasty*, 23(1), 51–56. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2007.06.008>
- Wang, A., Lee, R., Herrera, L., & Korduba, L. (2013). Modeling and verification of ultra-high molecular weight polyethylene wear in multi-directional sliding. *Wear*, 301(1–2), 162–167. <https://doi.org/10.1016/j.wear.2012.12.003>
- Weinhandl, J. T., & O'Connor, K. M. (2010). Assessment of a greater trochanter-based method of locating the hip joint center. *Journal of Biomechanics*, 43(13), 2633–2636. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.05.023>
- Willert, H., Bertram, H., & Buchhorn, G. H. (1990). Osteolysis in alloarthroplasty of the hip. The role of ultra-high molecular weight polyethylene wear particles. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (258), 95–107.
- Wong, C., & Stilling, M. (2011). Polyethylene wear in total hip arthroplasty for suboptimal acetabular cup positions and for different polyethylene types:

- experimental evaluation of wear simulation by finite element analysis using clinical radiostereometric measurements. In *Tribology in Total Hip Arthroplasty* (pp. 135–158). Springer.
- Wroblewski, B. M. (1986a). 15-21-year results of the Charnley low-friction arthroplasty. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (211), 30–35.
- Wroblewski, B. M. (1986b). Charnley low-friction arthroplasty. Review of the past, present status, and prospects for the future. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (210), 37–42.
- Wroblewski, B. M., Lynch, M., Atkinson, J. R., Dowson, D., & Isaac, G. H. (1987). External wear of the polyethylene socket in cemented total hip arthroplasty. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 69(1), 61–63.
- Wroblewski, B. M., Siney, P. B., & Fleming, P. A. (2004). Wear of the cup in the Charnley LFA in the young patient. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 86(4), 498–503.
- Yamaguchi, T., Naito, M., Asayama, I., & Shiramizu, K. (2004). Cementless total hip arthroplasty using an autograft of the femoral head for marked acetabular dysplasia: case series. *Journal of Orthopaedic Surgery (Hong Kong)*, 12(1), 14–18. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15237116>

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

ANEXOS

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

GRÁFICAS DE VON MISES CON FUERZA DE FRICCIÓN

Gráficas comparativas para diámetro 32 mm

En estas gráficas de resultados se muestran, en una sola figura, los valores de tensión de Von Mises de morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis para diámetro 32 mm de cabeza femoral protésica. Están contemplados los dos tipos de materiales (CoCr y ZrO₂) los tres tipos de espesor (5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm).

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

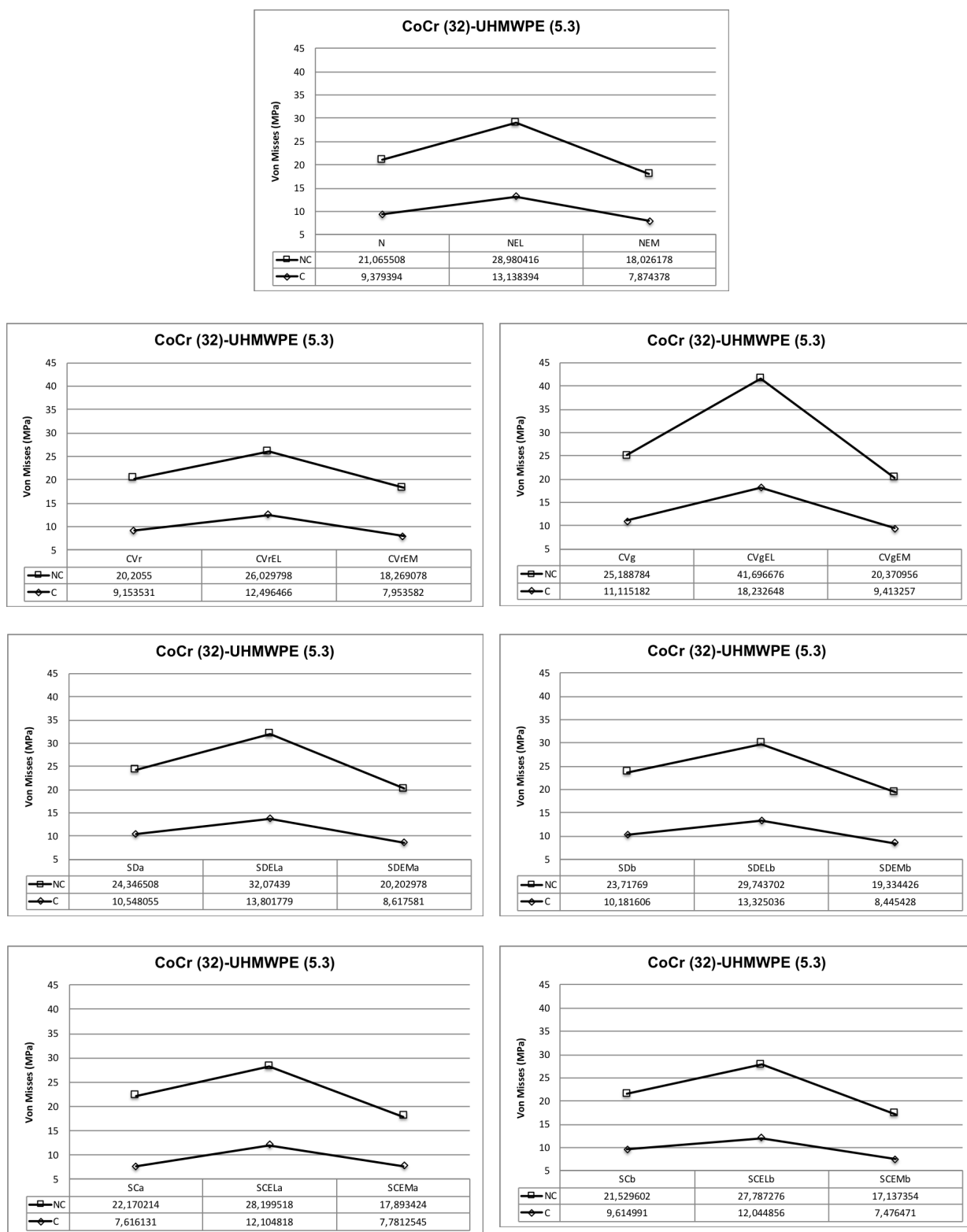


Fig. nº 101: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMWPE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

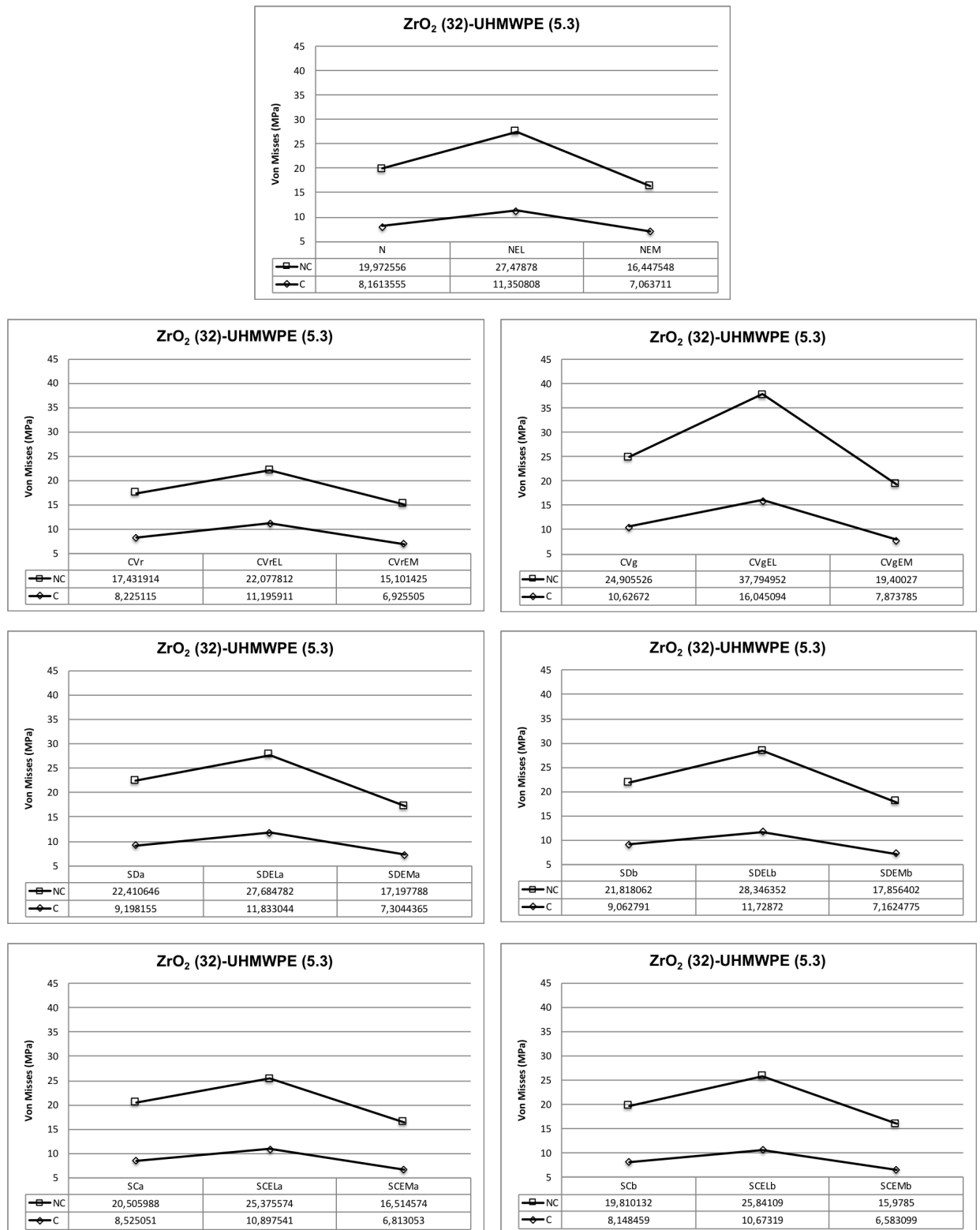


Fig. nº 102: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMWPE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

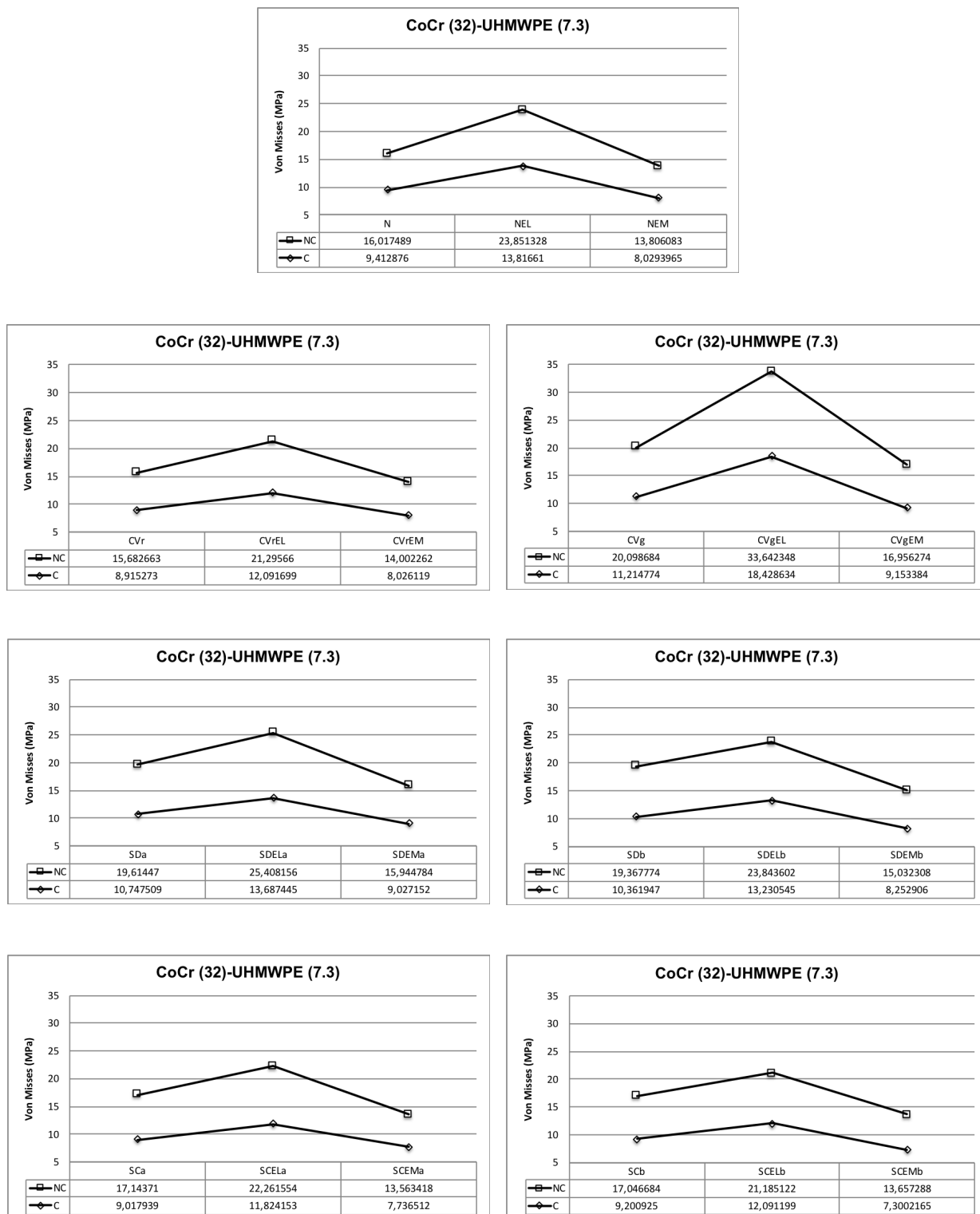


Fig. nº 103: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

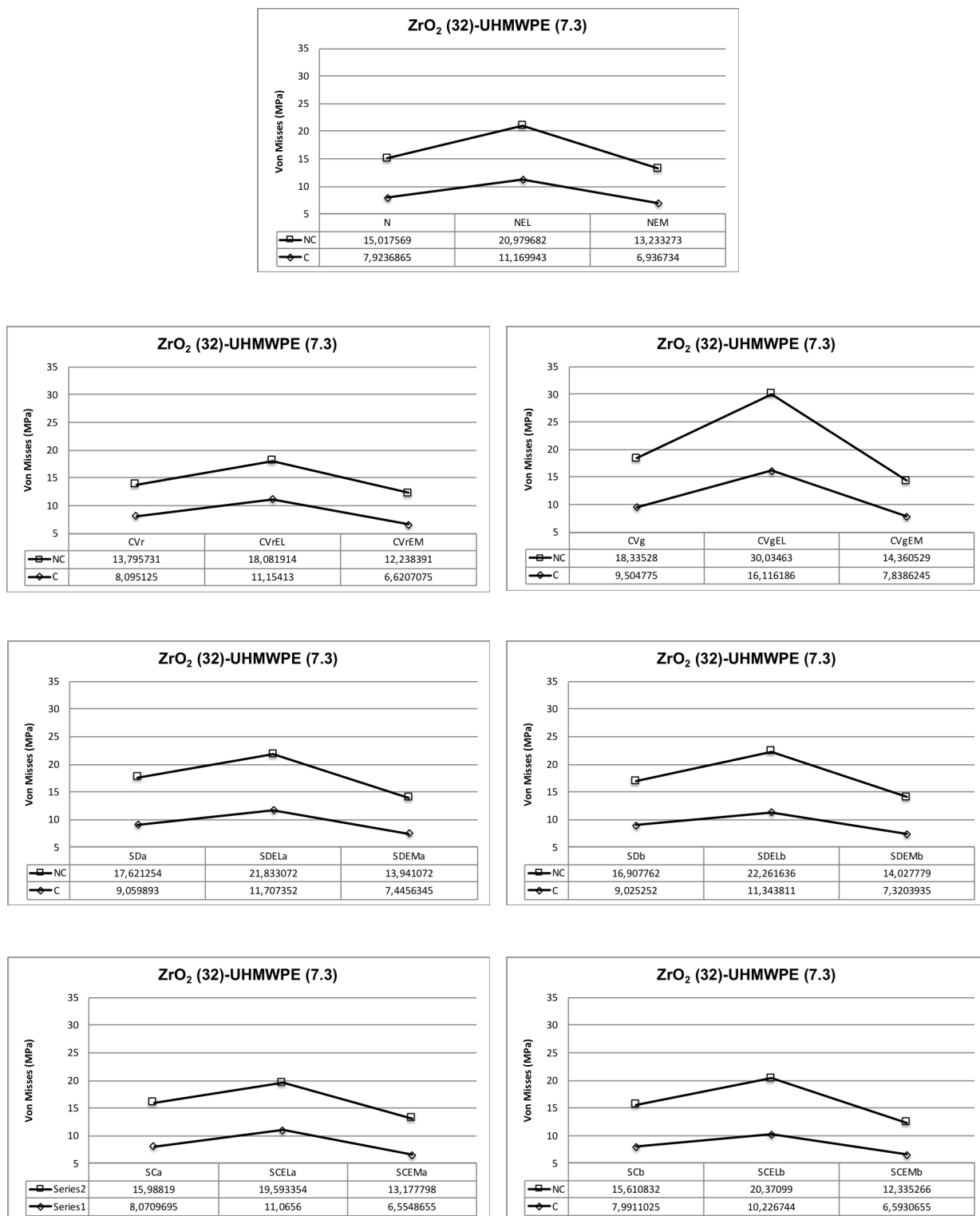


Fig. n° 104: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

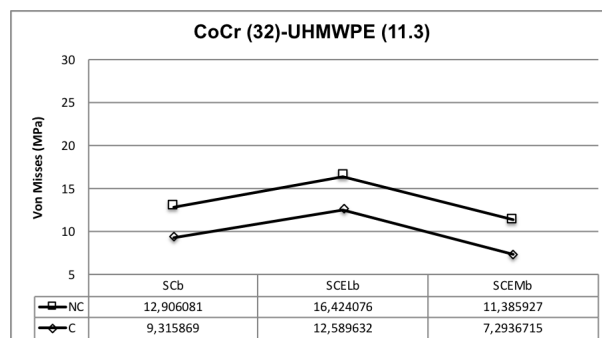
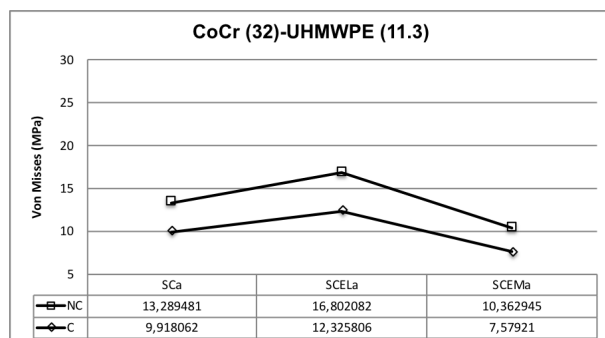
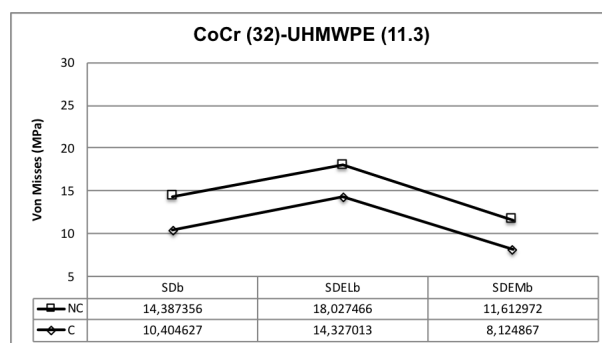
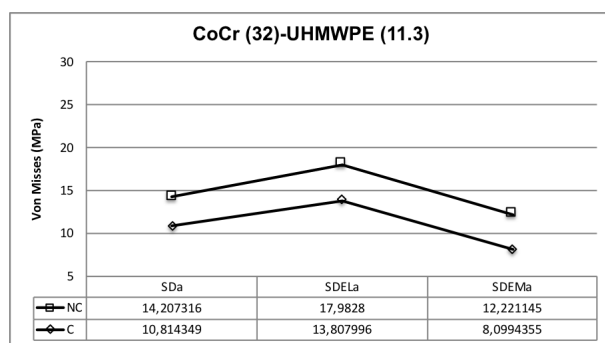
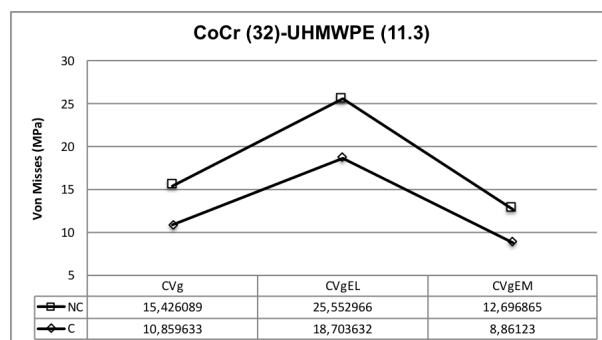
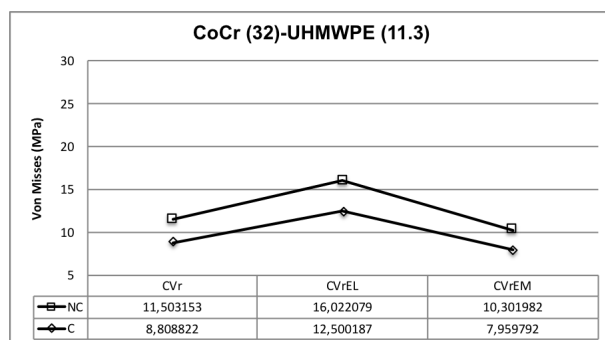
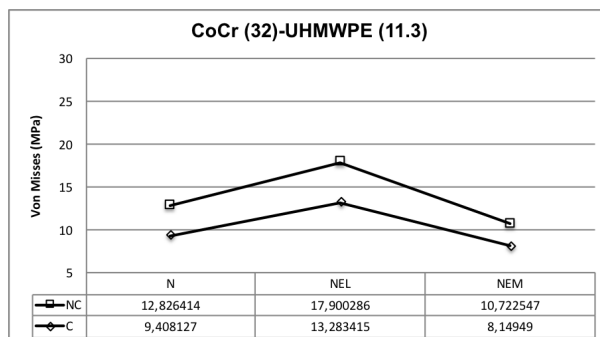


Fig. nº 105: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMWPE (11,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

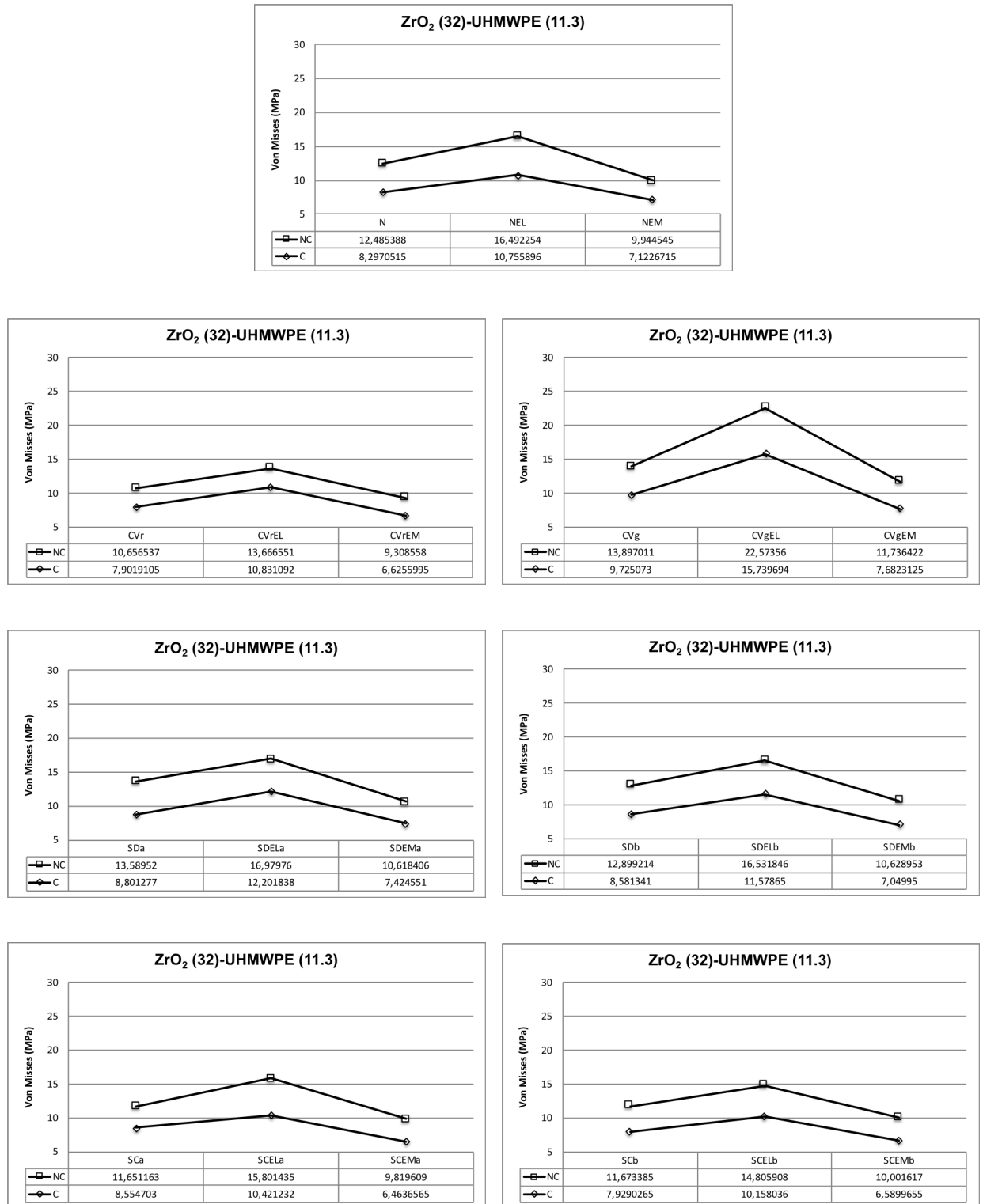


Fig. nº 106: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMWPE (11,3mm)

Gráficas comparativas para diámetro 36 mm

En estas gráficas de resultados se muestran, en una sola figura, los valores de tensión de Von Mises de morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis para diámetro 36 mm de cabeza femoral protésica. Están contemplados los dos tipos de materiales (CoCr y ZrO₂) los tres tipos de espesor (5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm).

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

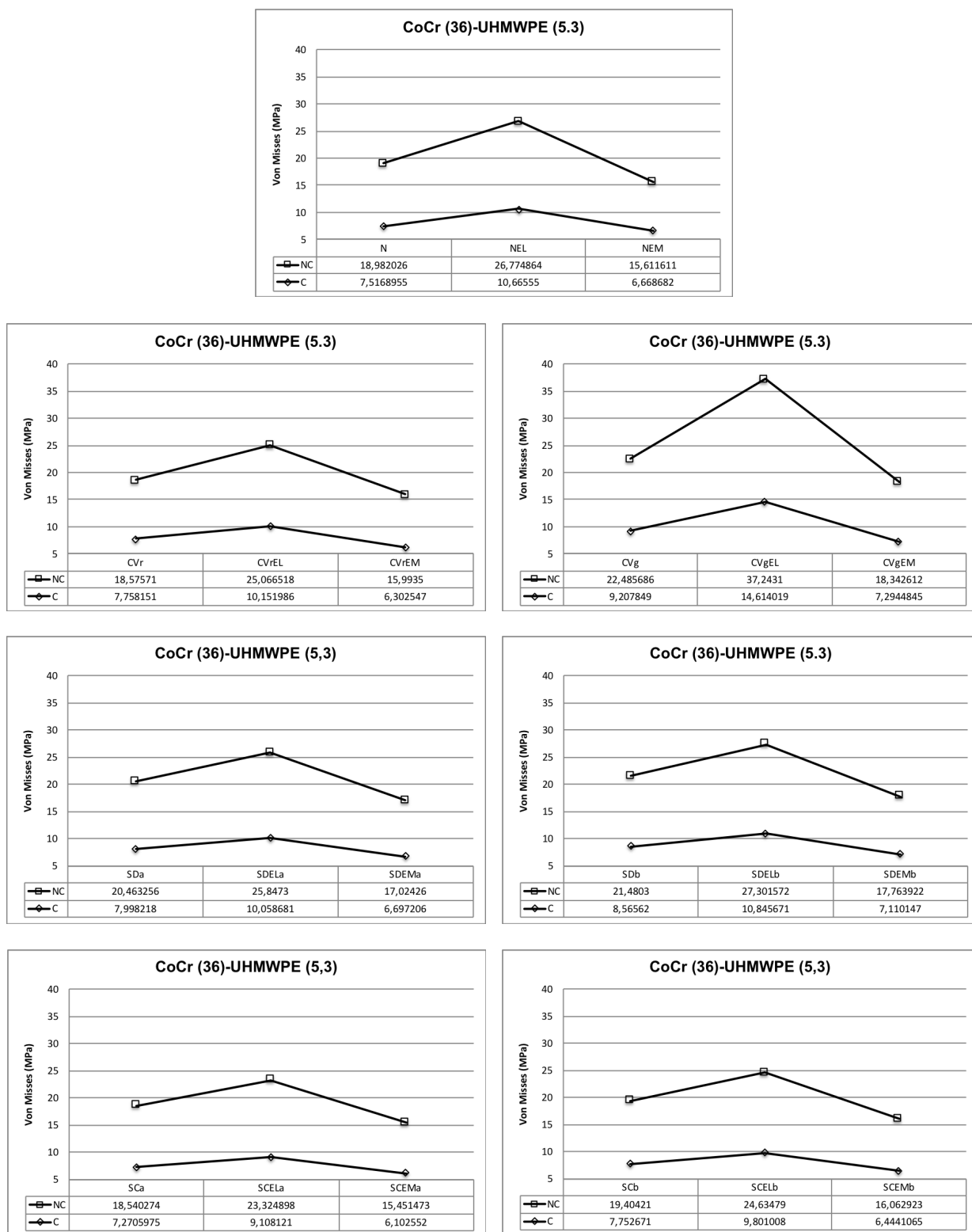


Fig. n° 107: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (5,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

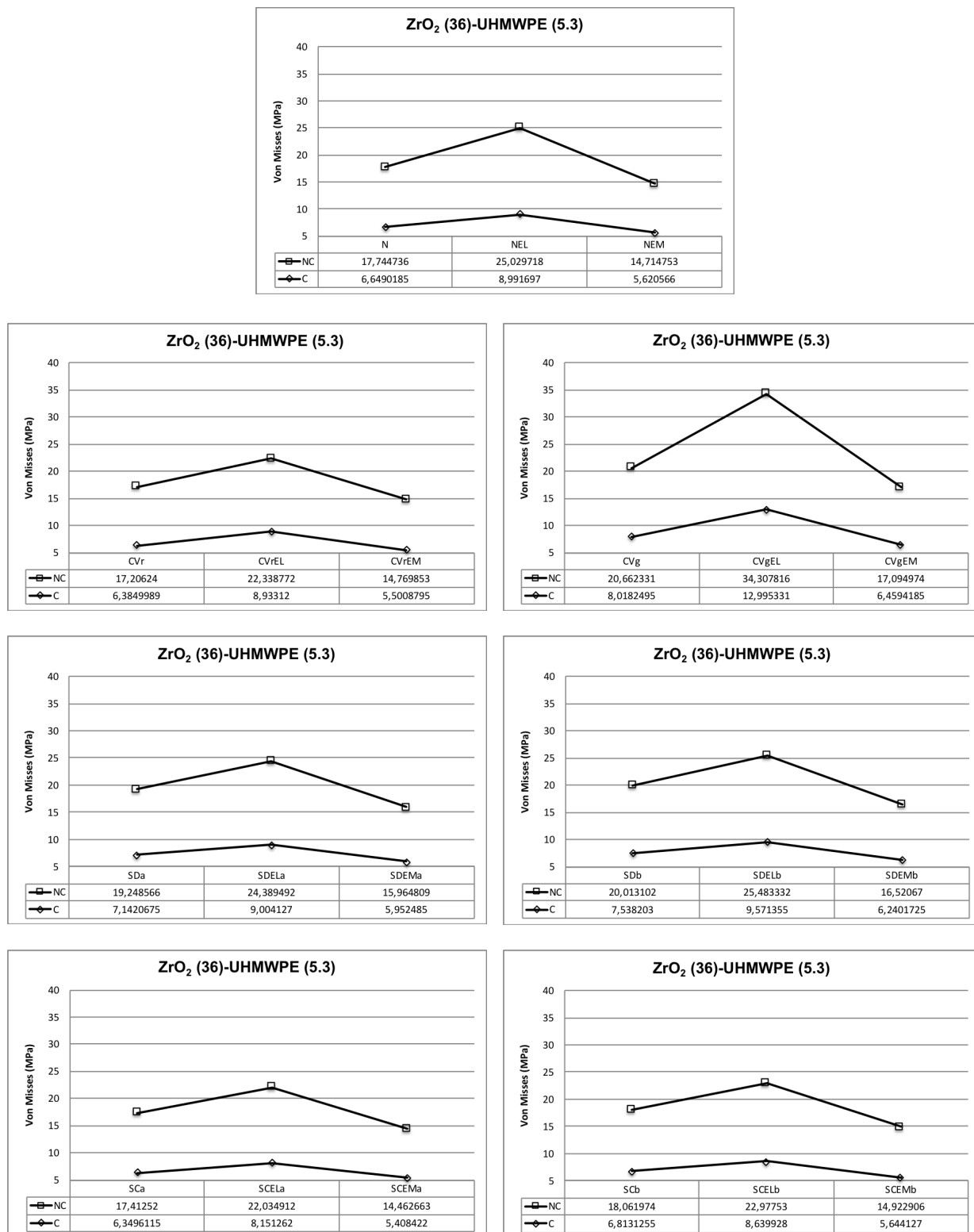


Fig. nº 108: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (5,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

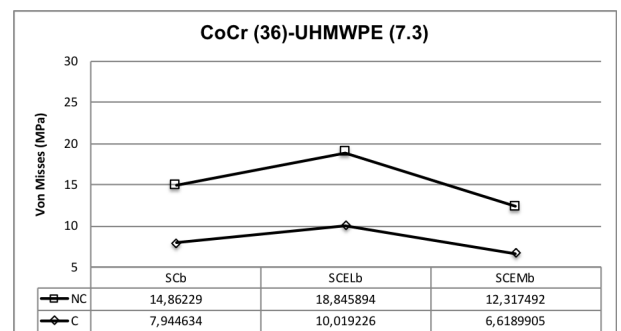
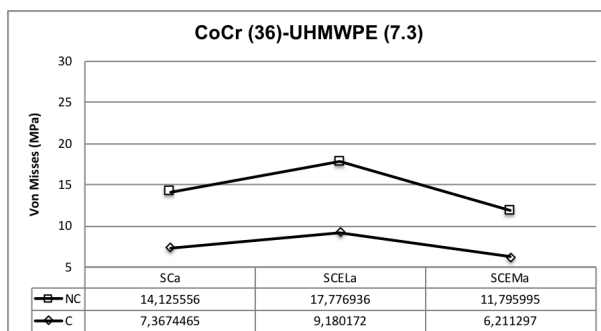
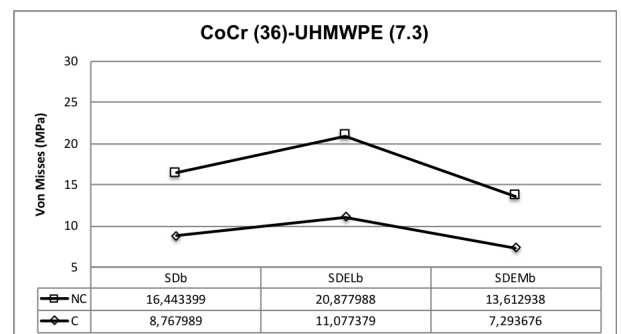
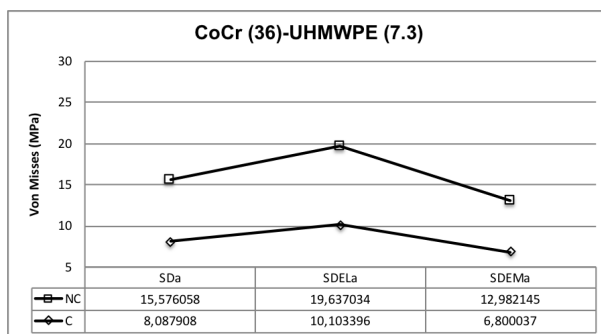
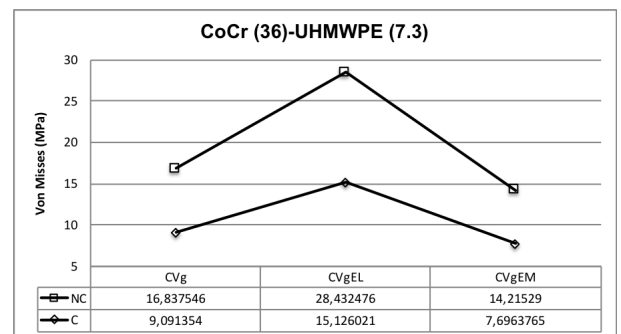
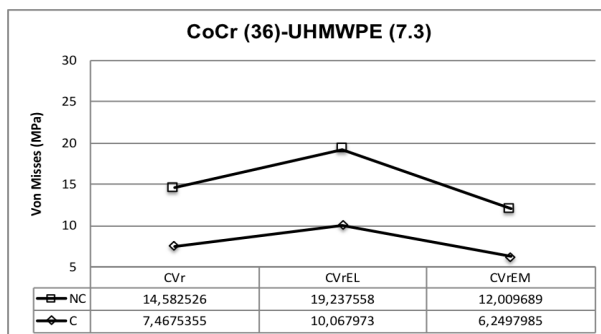
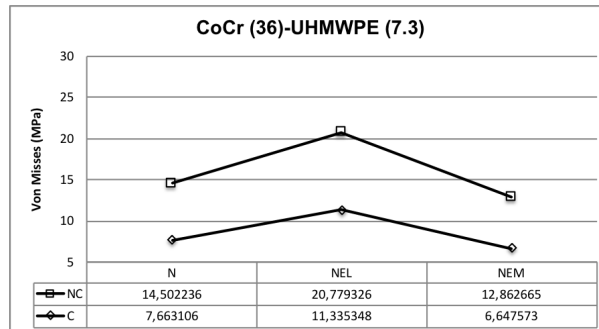


Fig. n° 109: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (7,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

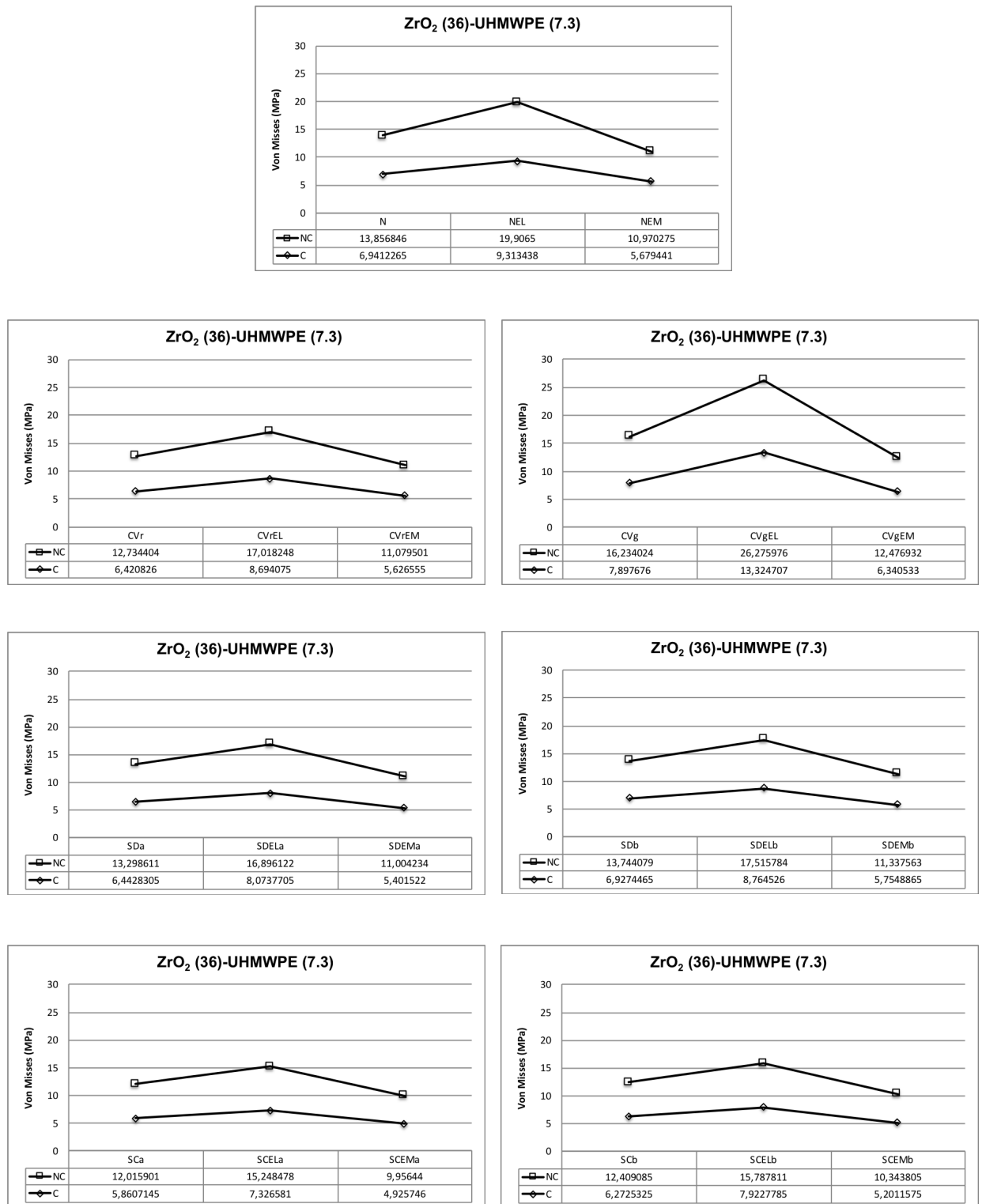


Fig. n° 110: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (7,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

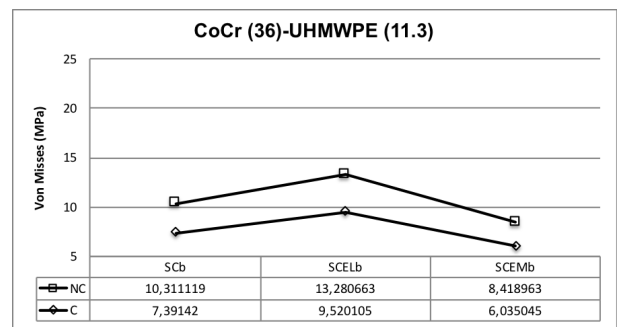
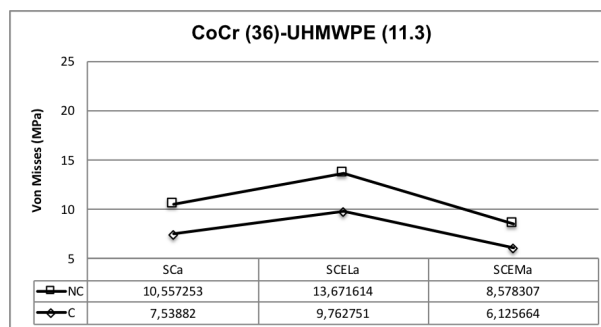
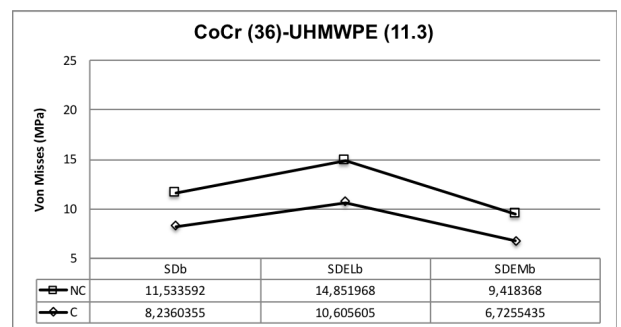
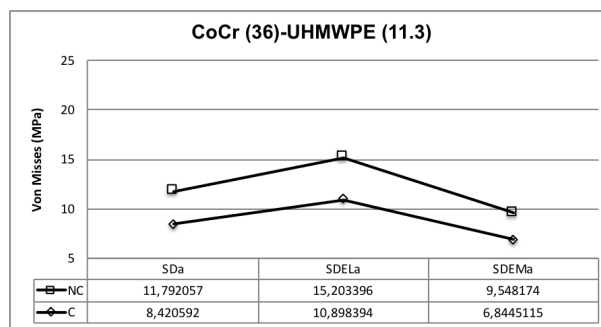
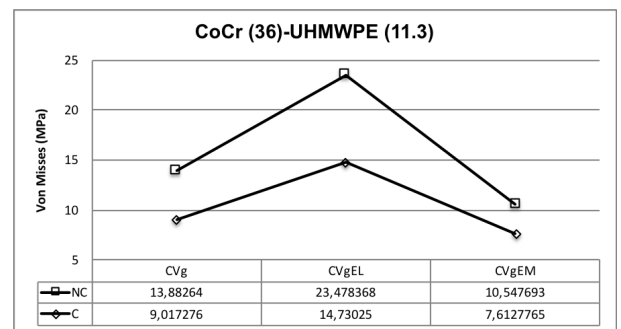
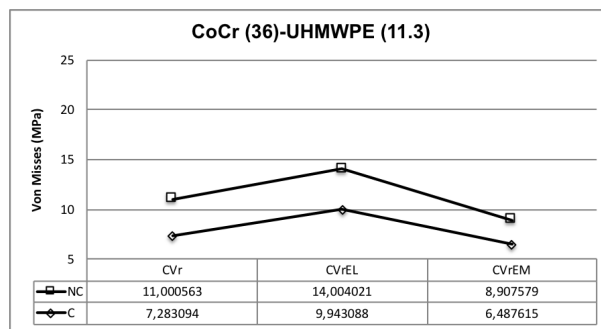
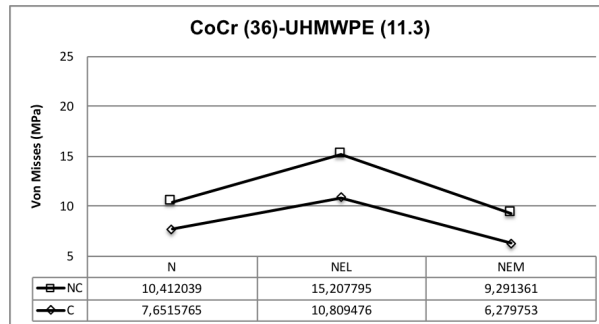


Fig. nº 111: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (11,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

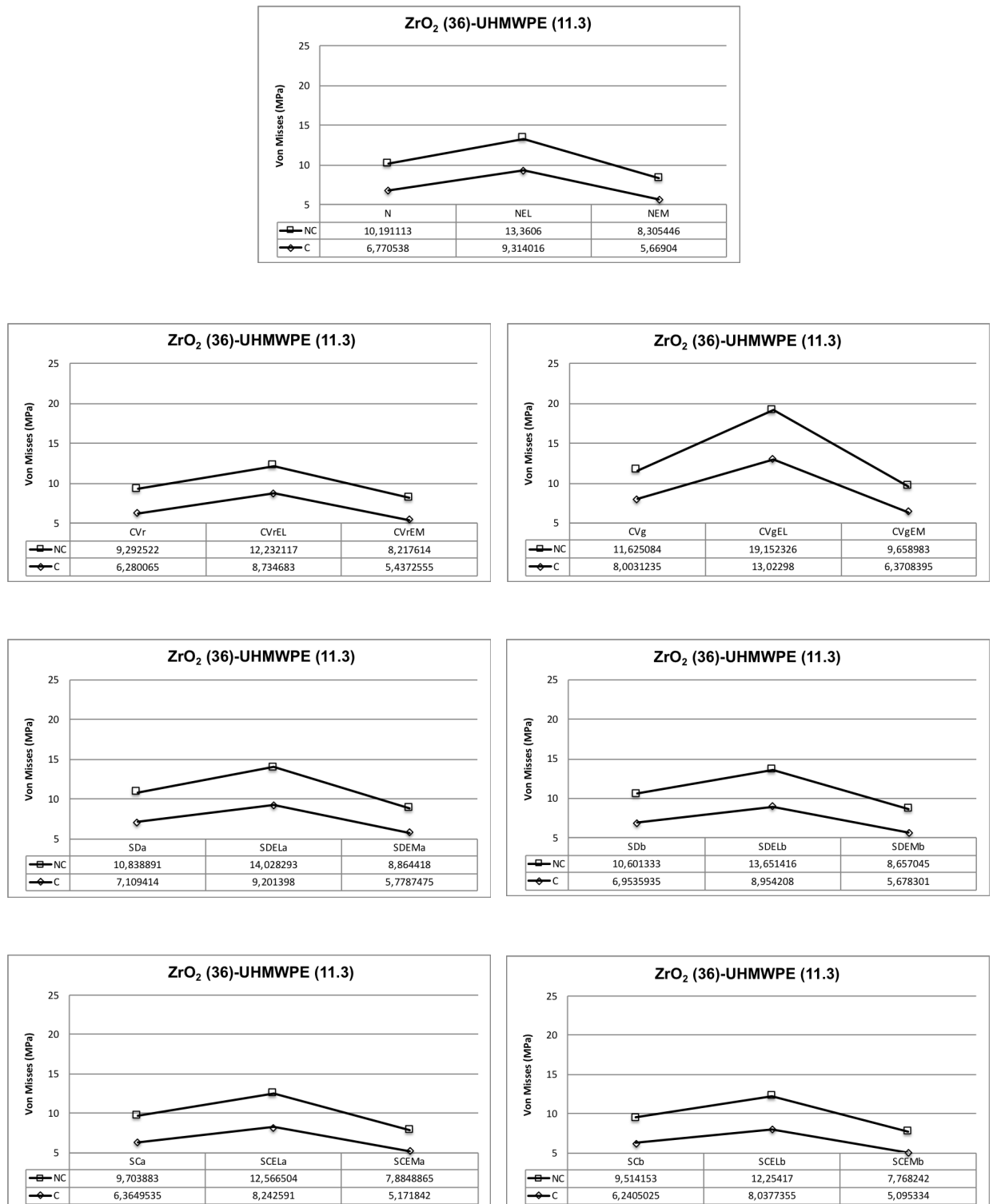


Fig. nº 112: Von Mises con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (11,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

GRÁFICAS DE INTENSIDAD DE TENSIÓN CON FUERZA DE FRICCIÓN

Gráficas comparativas para diámetro 32 mm

En estas gráficas de resultados se muestran, en una sola figura, los valores de tensión de Von Mises de morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis para diámetro 32 mm de cabeza femoral protésica. Están contemplados los dos tipos de materiales (CoCr y ZrO₂) los tres tipos de espesor (5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm).

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

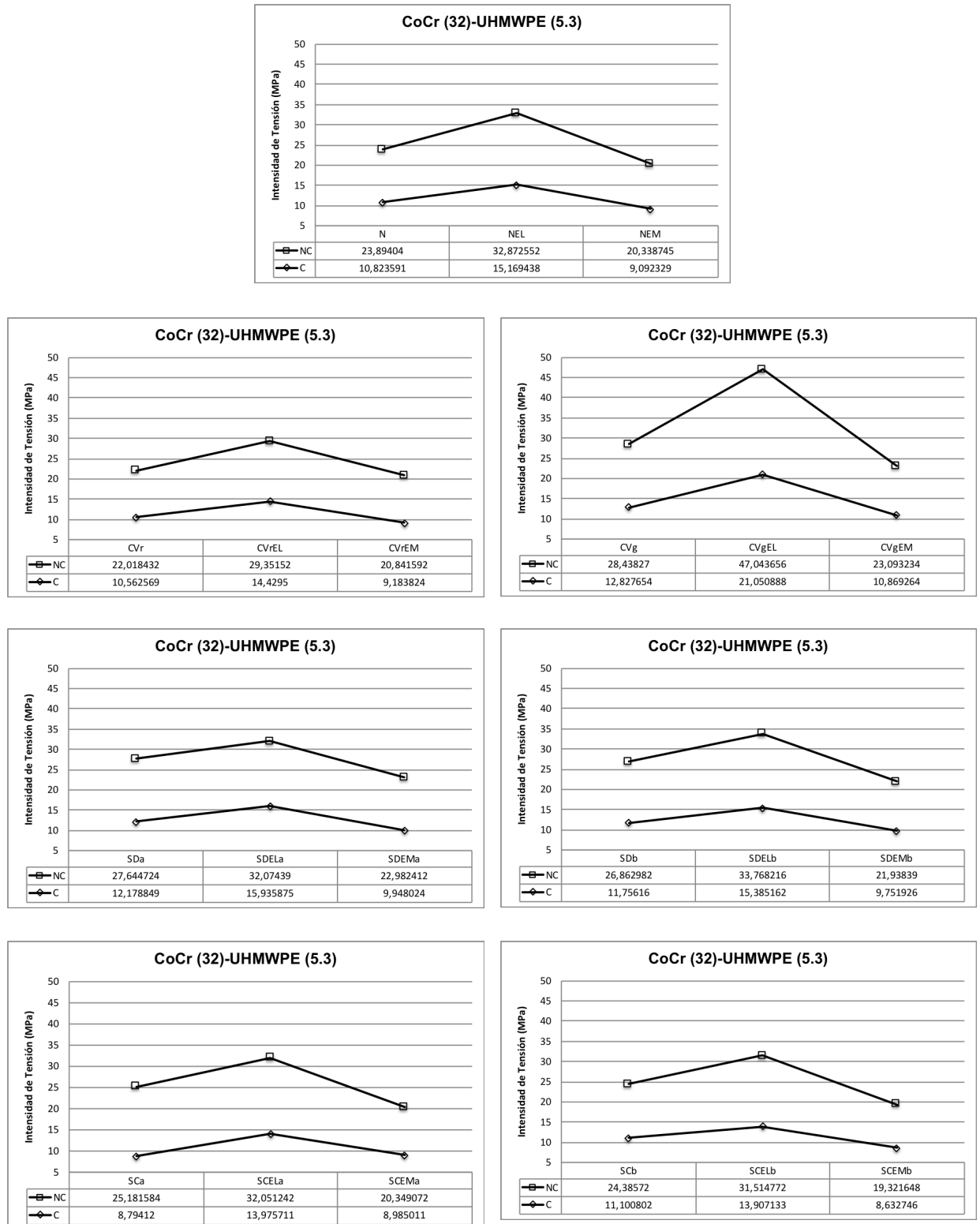


Fig. nº 113: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (5,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

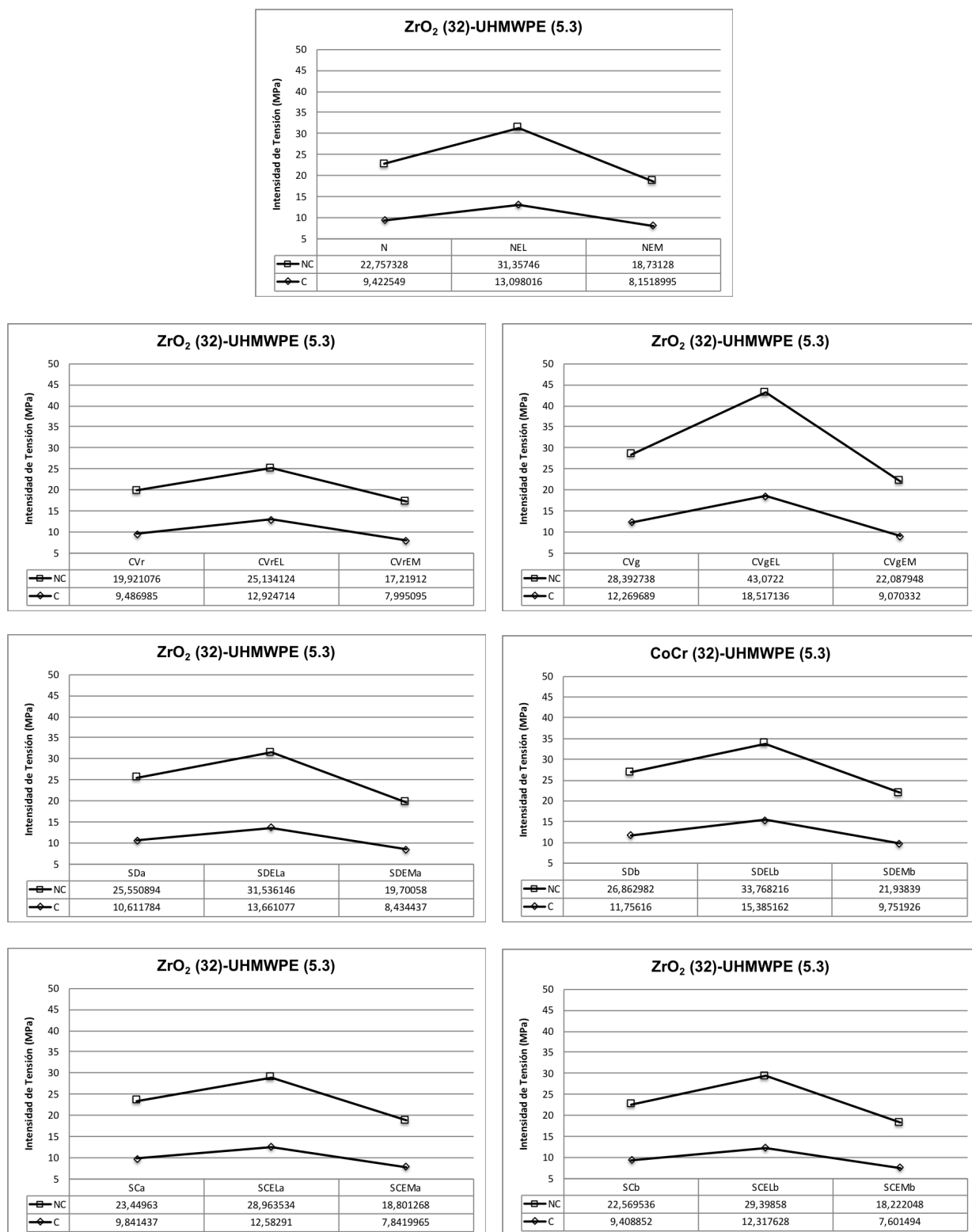


Fig. nº 114: Int. Tensión con fricción . Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMPWE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

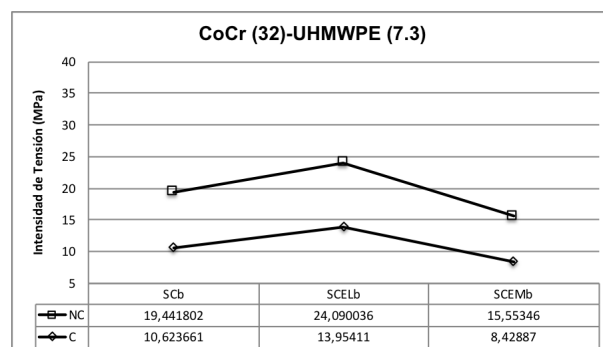
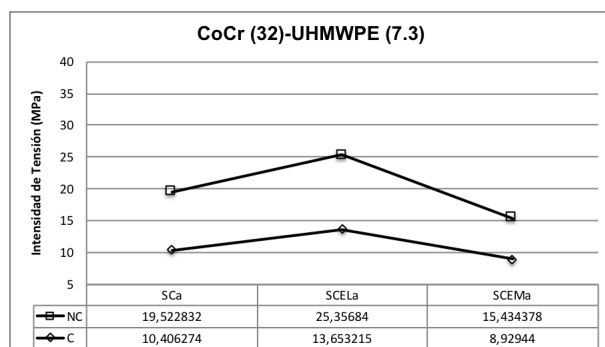
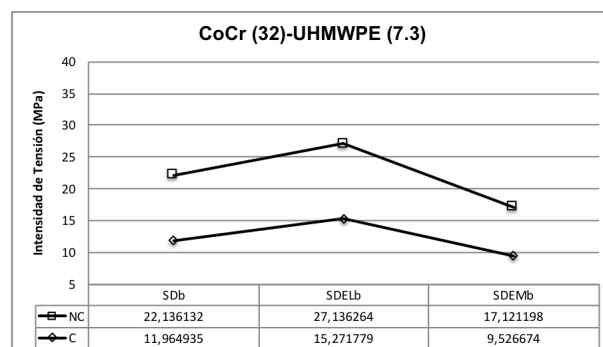
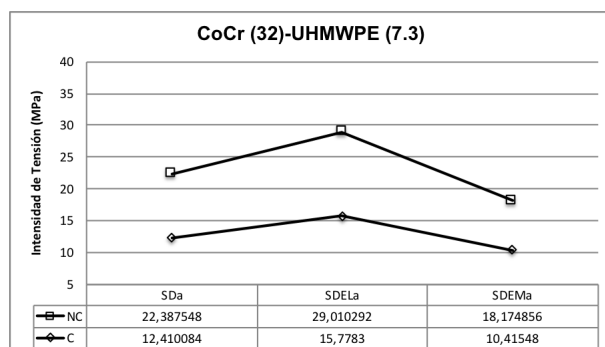
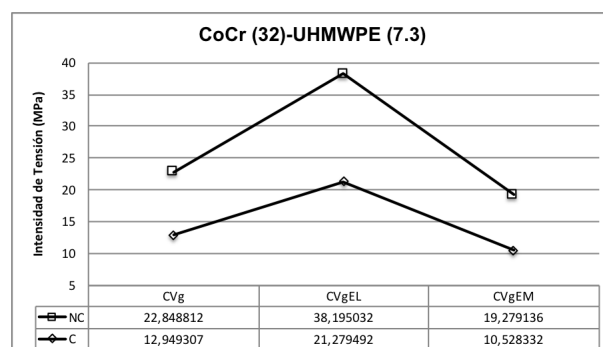
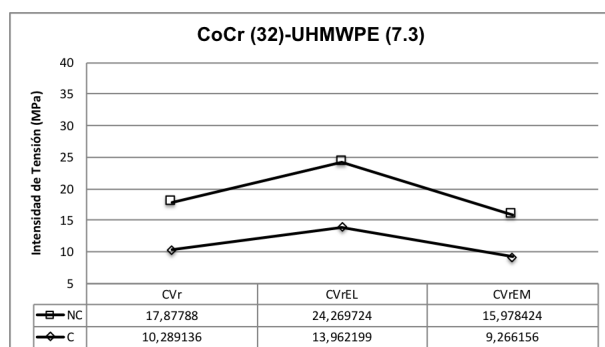
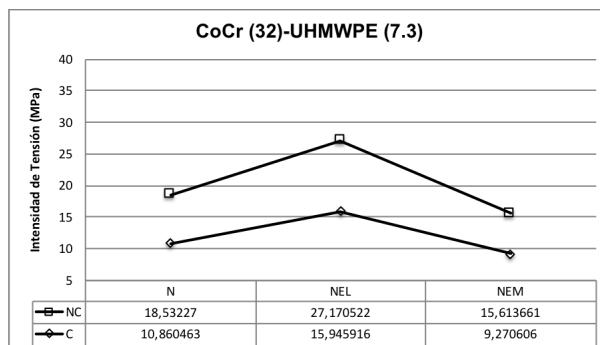


Fig. nº 115: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

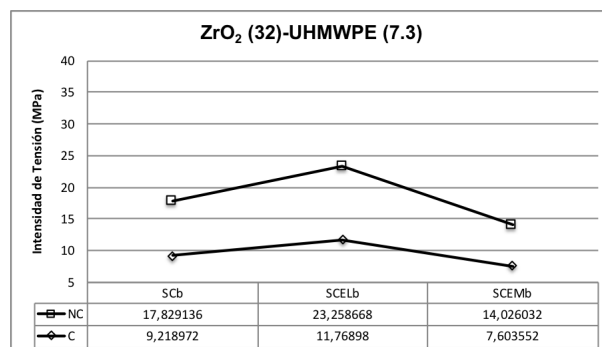
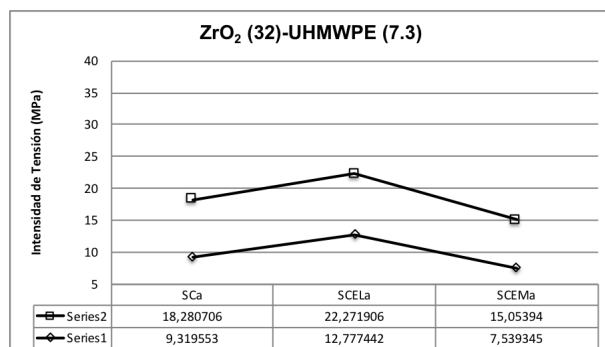
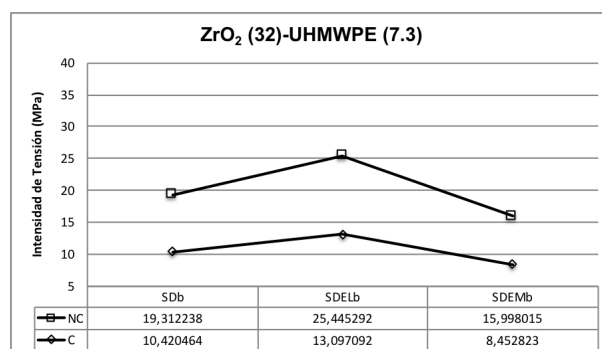
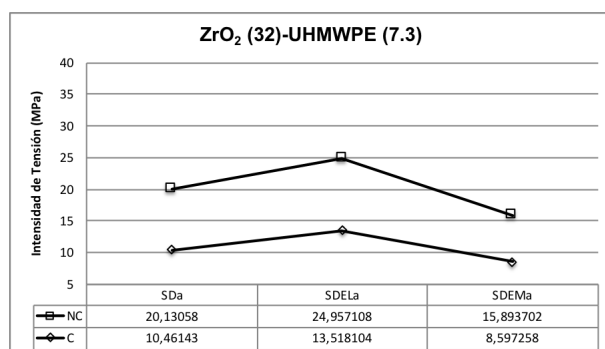
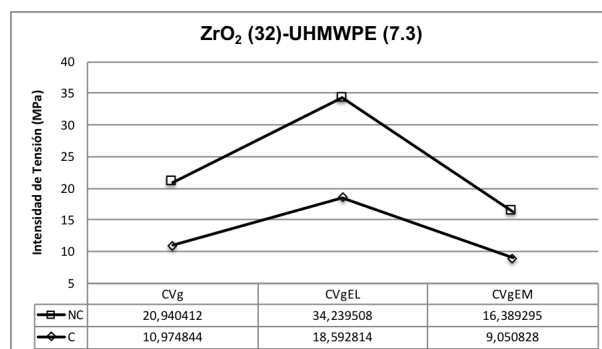
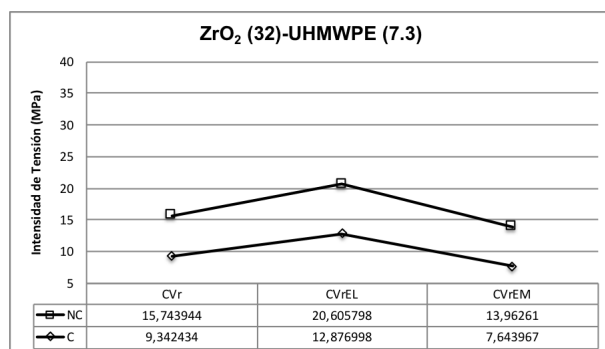
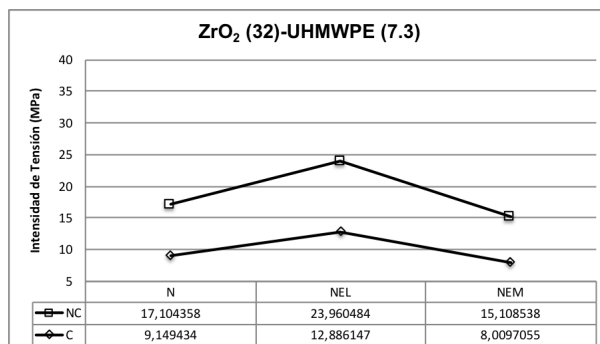


Fig. n° 116: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMPWE (7,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

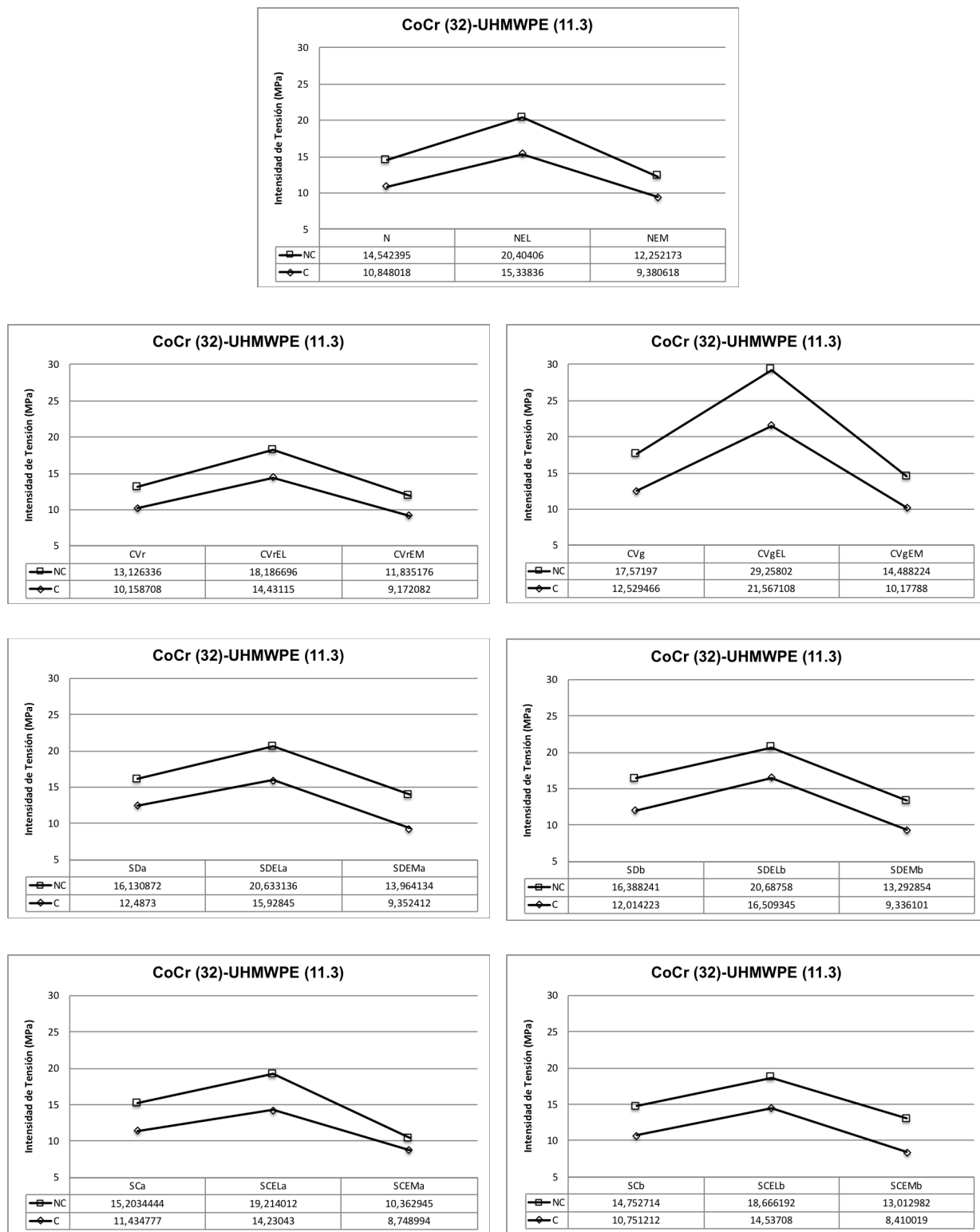


Fig. nº 117: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMPWE (11,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

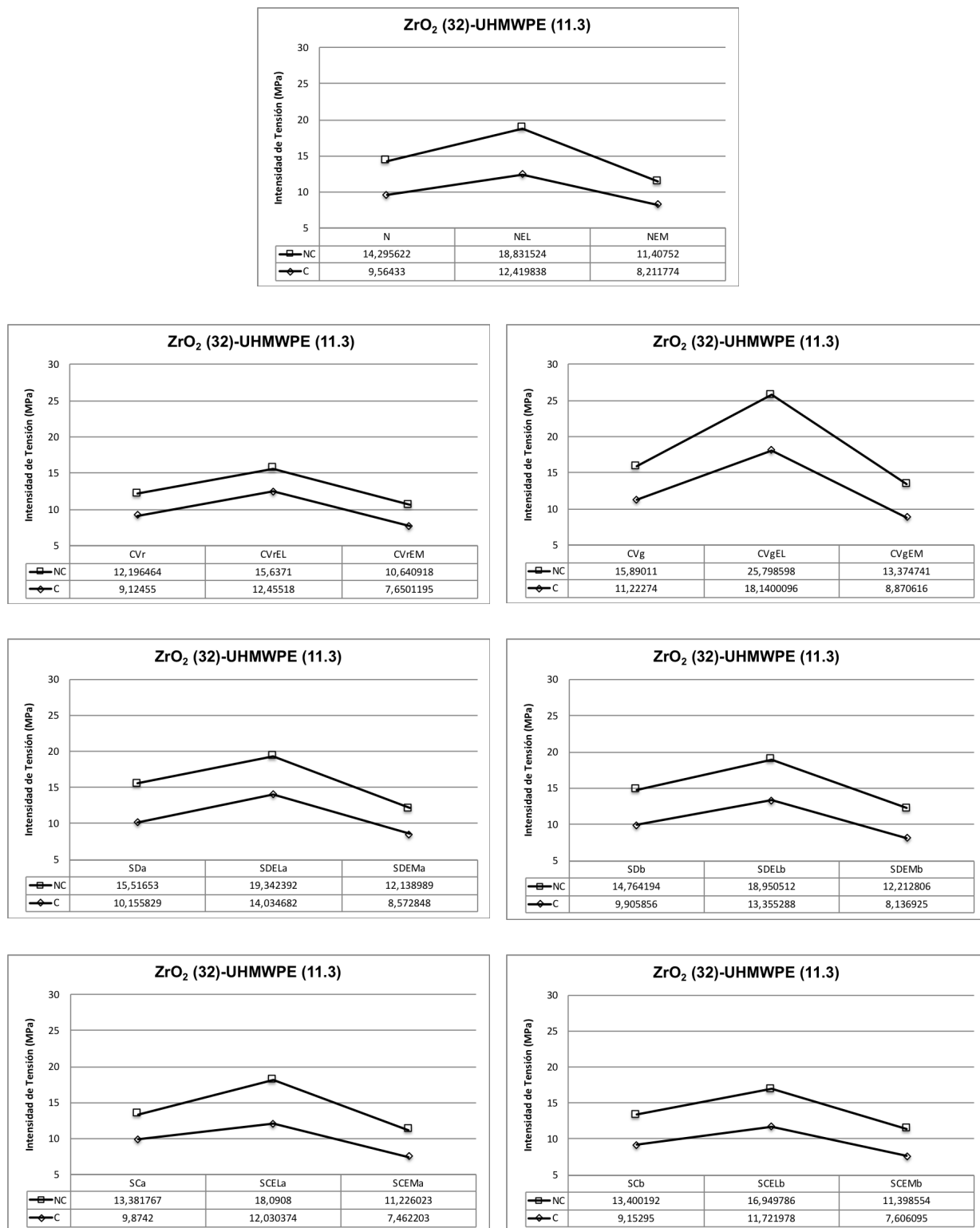


Fig. nº 118: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMWPE (11,3 mm)

Gráficas comparativas para diámetro 36 mm

En estas gráficas de resultados se muestran, en una sola figura, los valores de tensión de Von Mises de morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis para diámetro 36 mm de cabeza femoral protésica. Están contemplados los dos tipos de materiales (CoCr y ZrO₂) los tres tipos de espesor (5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm).

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

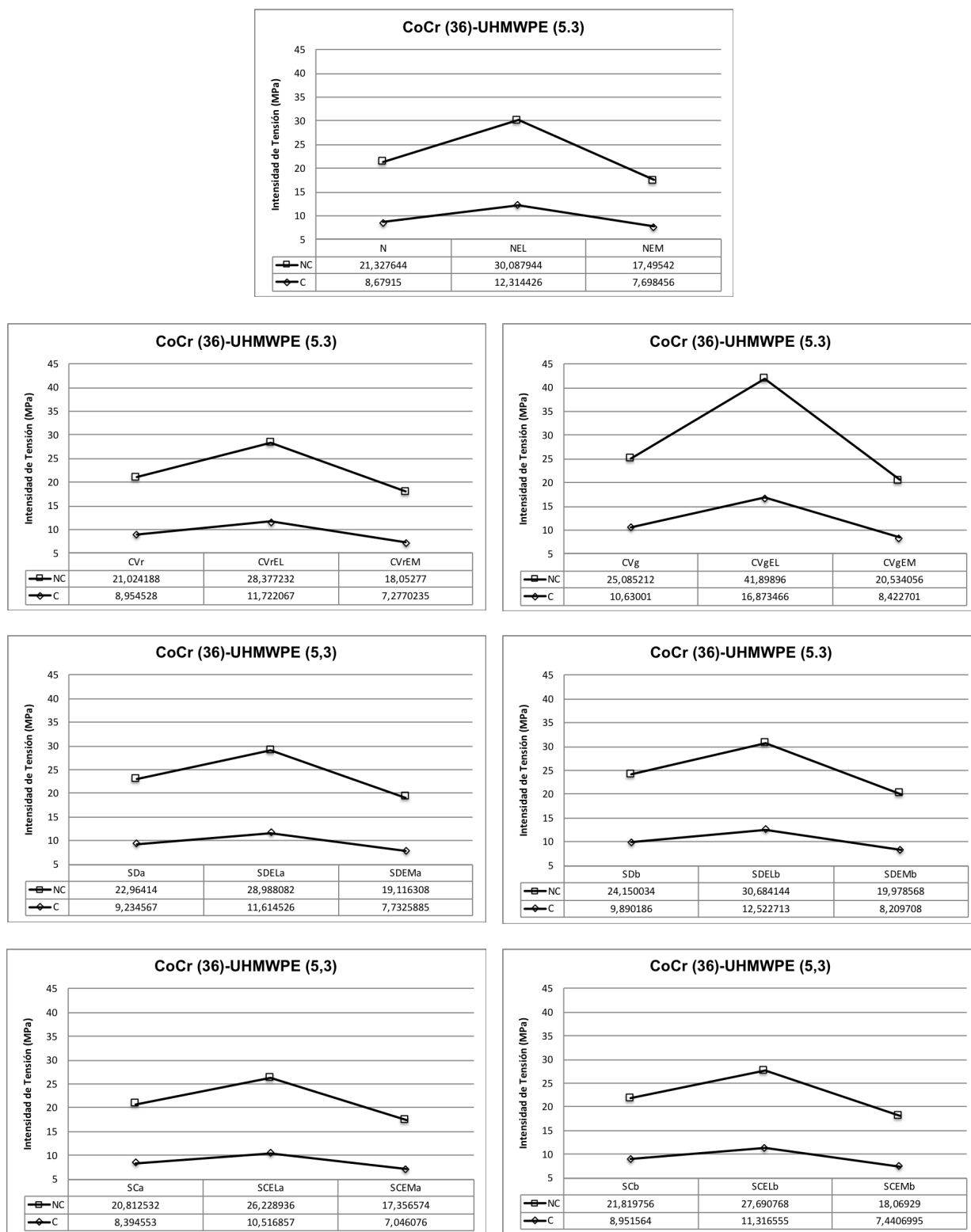


Fig. nº 119: Int. Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

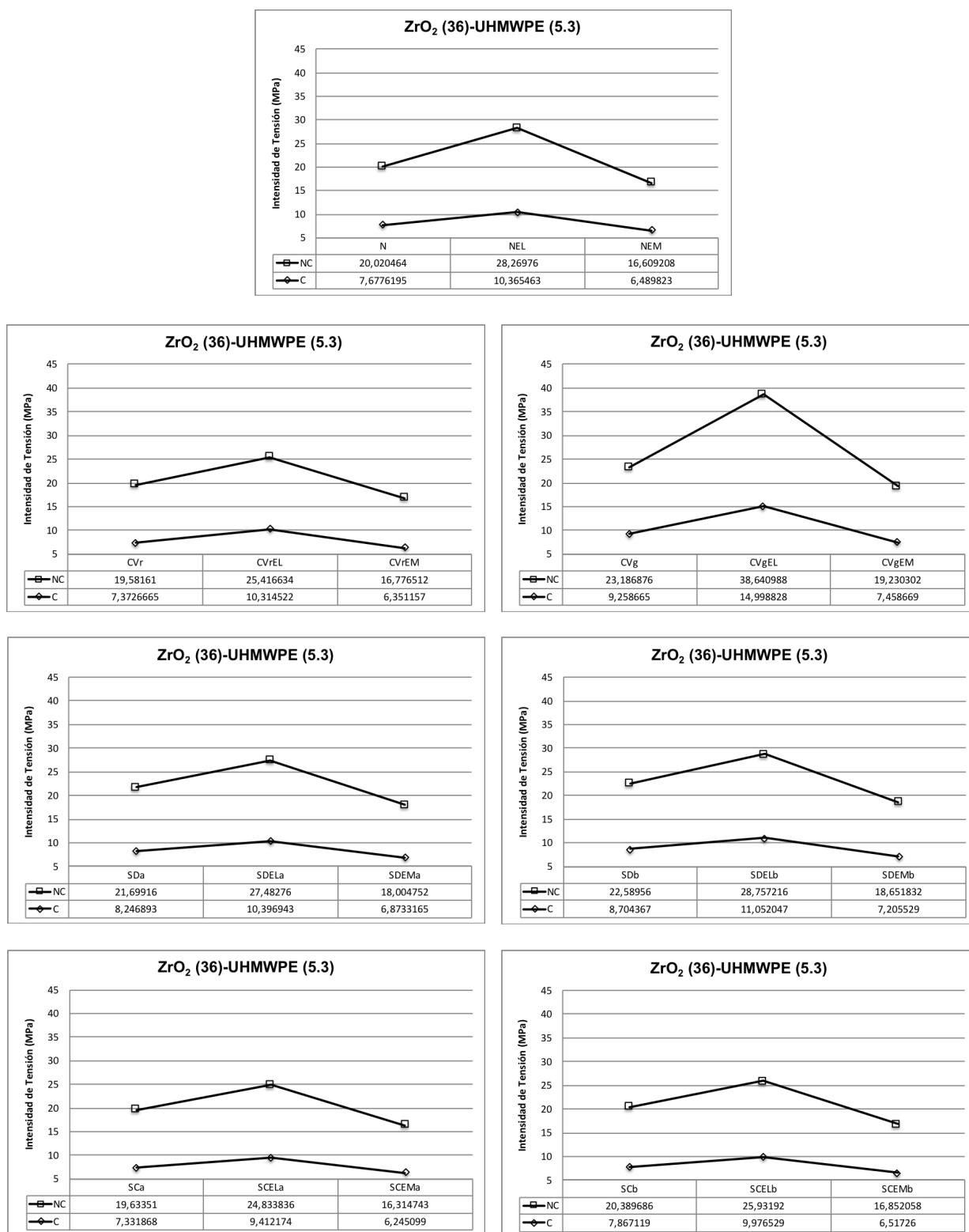


Fig. n° 120: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMPWE (7,3mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

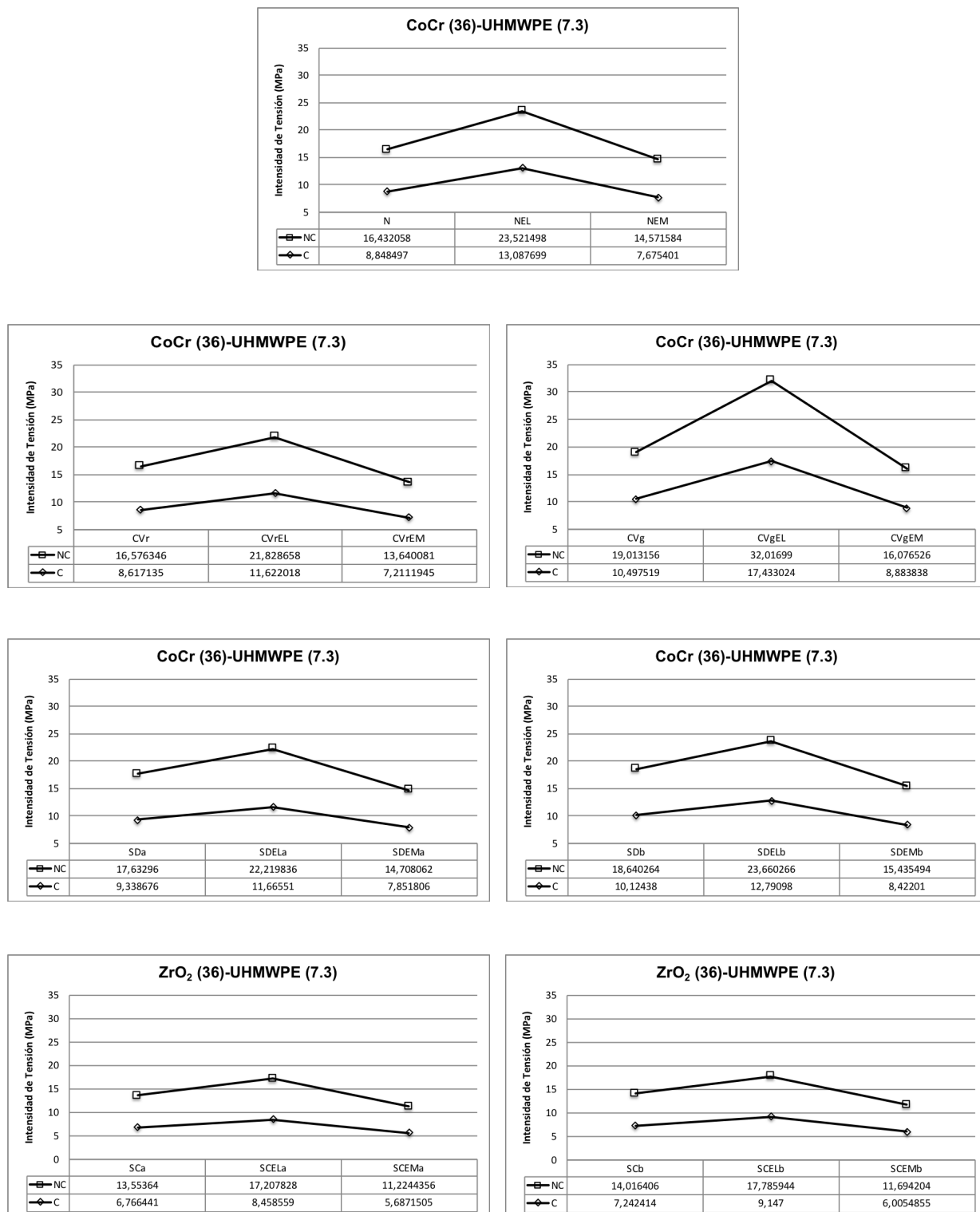


Fig. nº 121: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

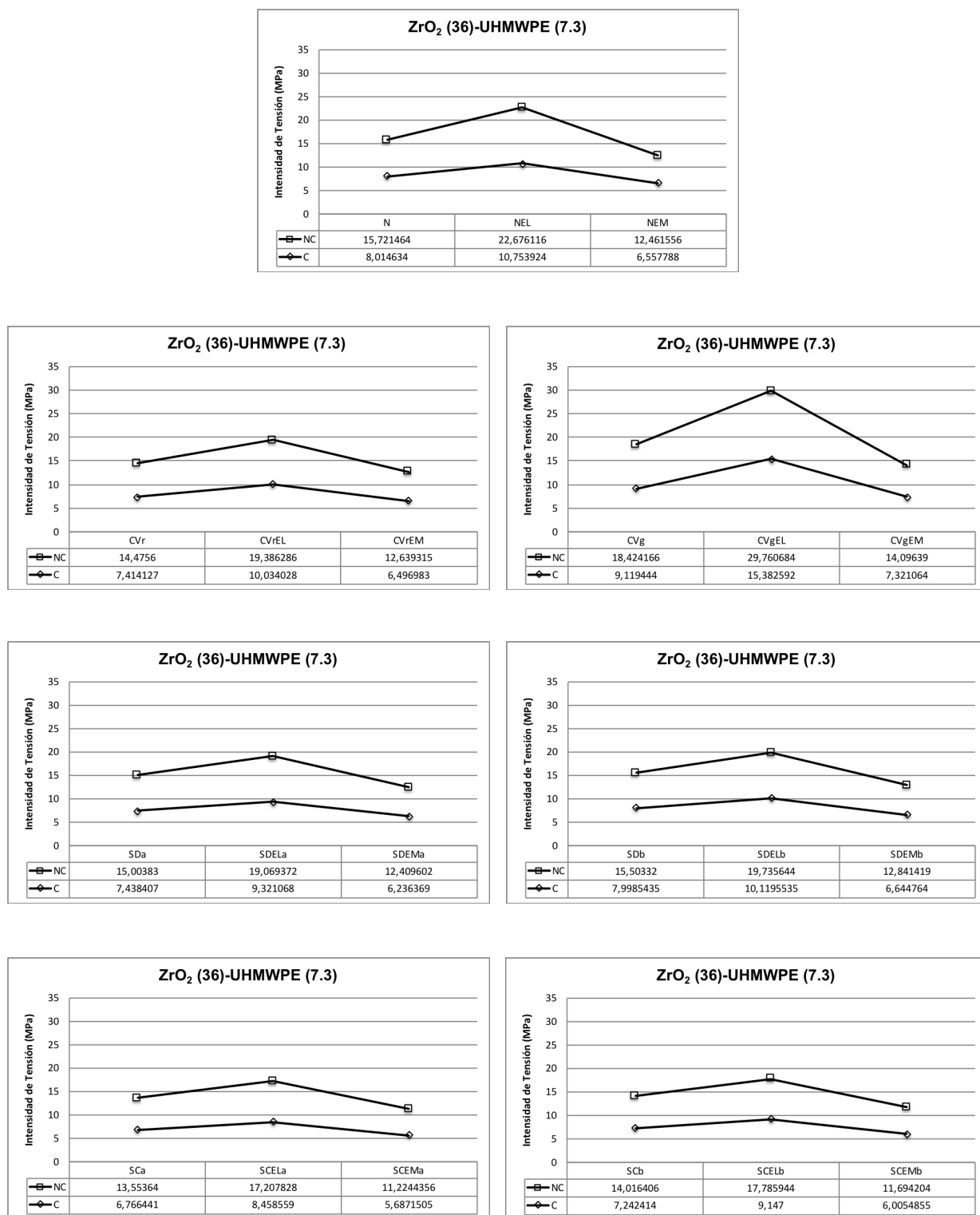


Fig. nº 122: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

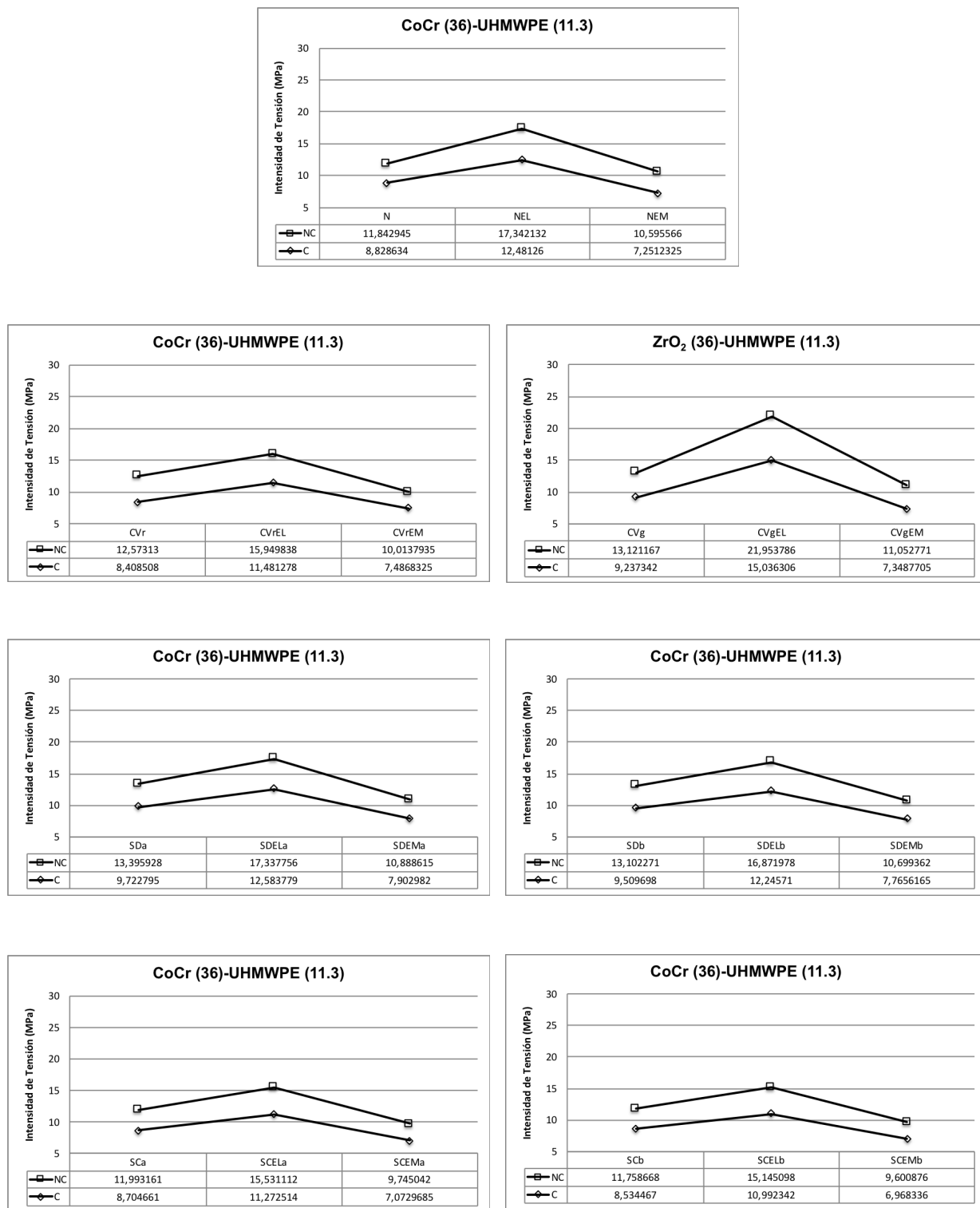


Fig. n° 123: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMWPE (11,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

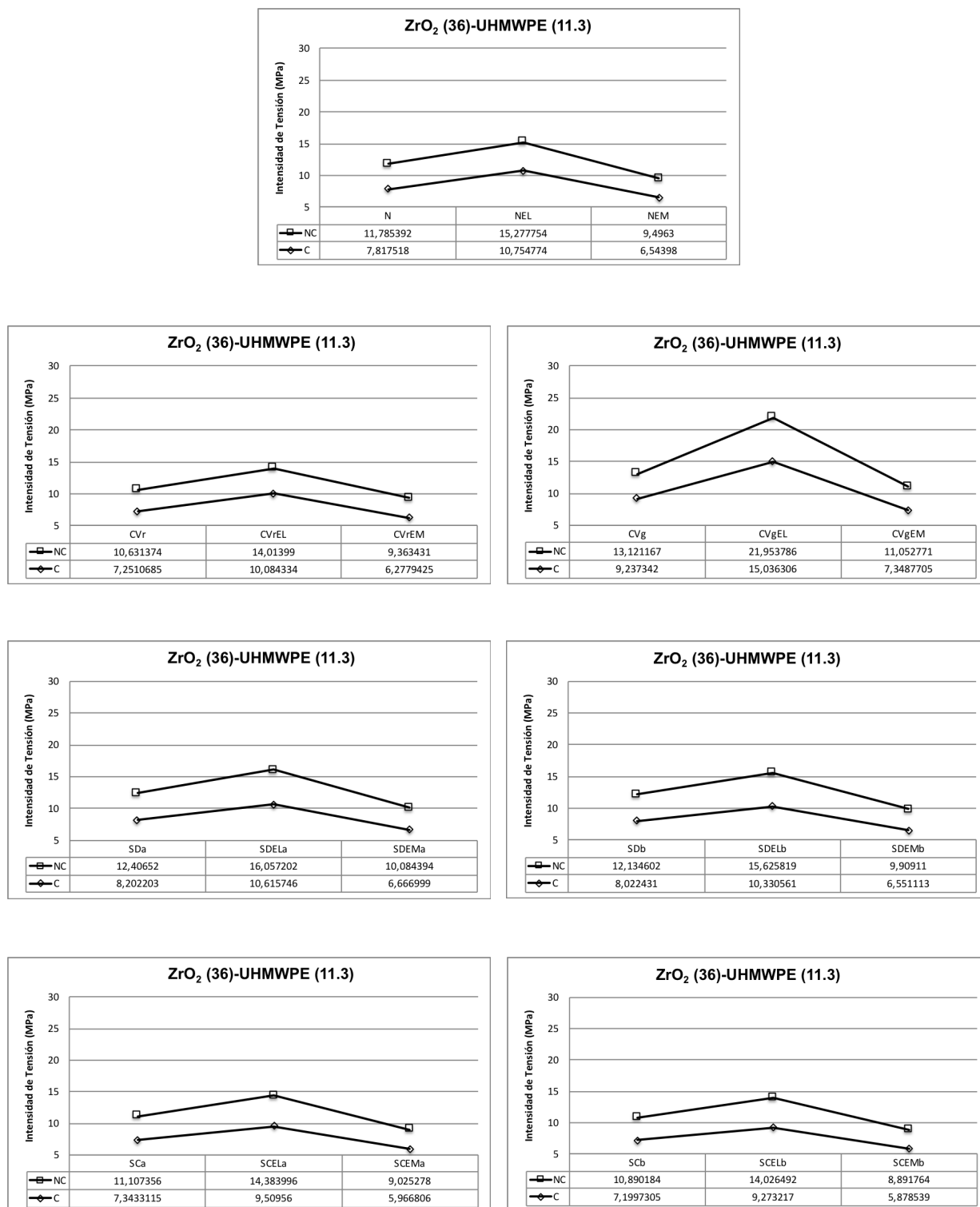


Fig. nº 124: Int. de Tensión con fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (11,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

GRÁFICAS DE VON MISES SIN FUERZA DE FRICCIÓN

Gráficas comparativas para diámetro 32 mm

En estas gráficas de resultados se muestran, en una sola figura, los valores de tensión de Von Mises de morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis para diámetro 32 mm de cabeza femoral protésica. Están contemplados los dos tipos de materiales (CoCr y ZrO₂) los tres tipos de espesor (5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm).

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

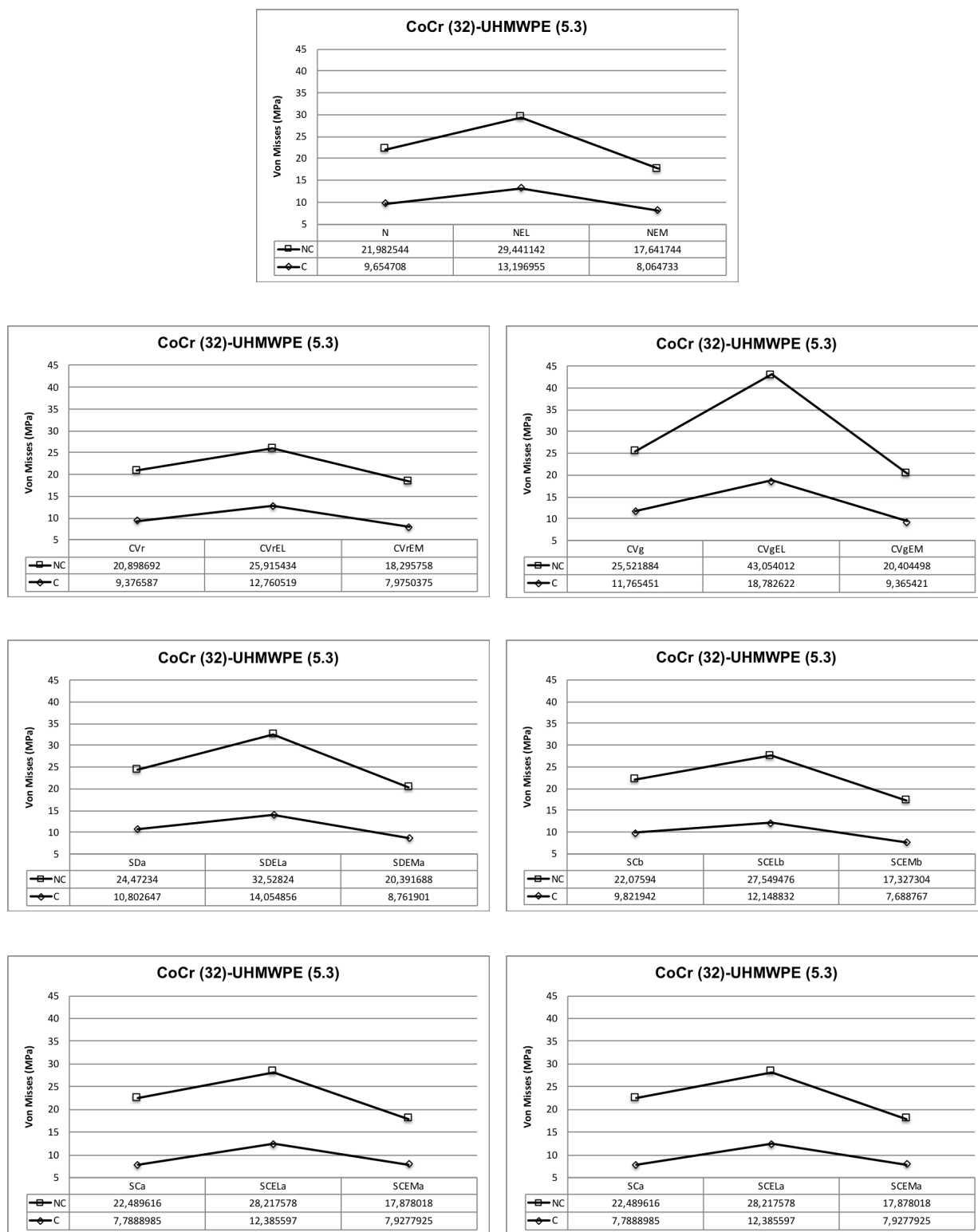


Fig. nº 125: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMWPE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

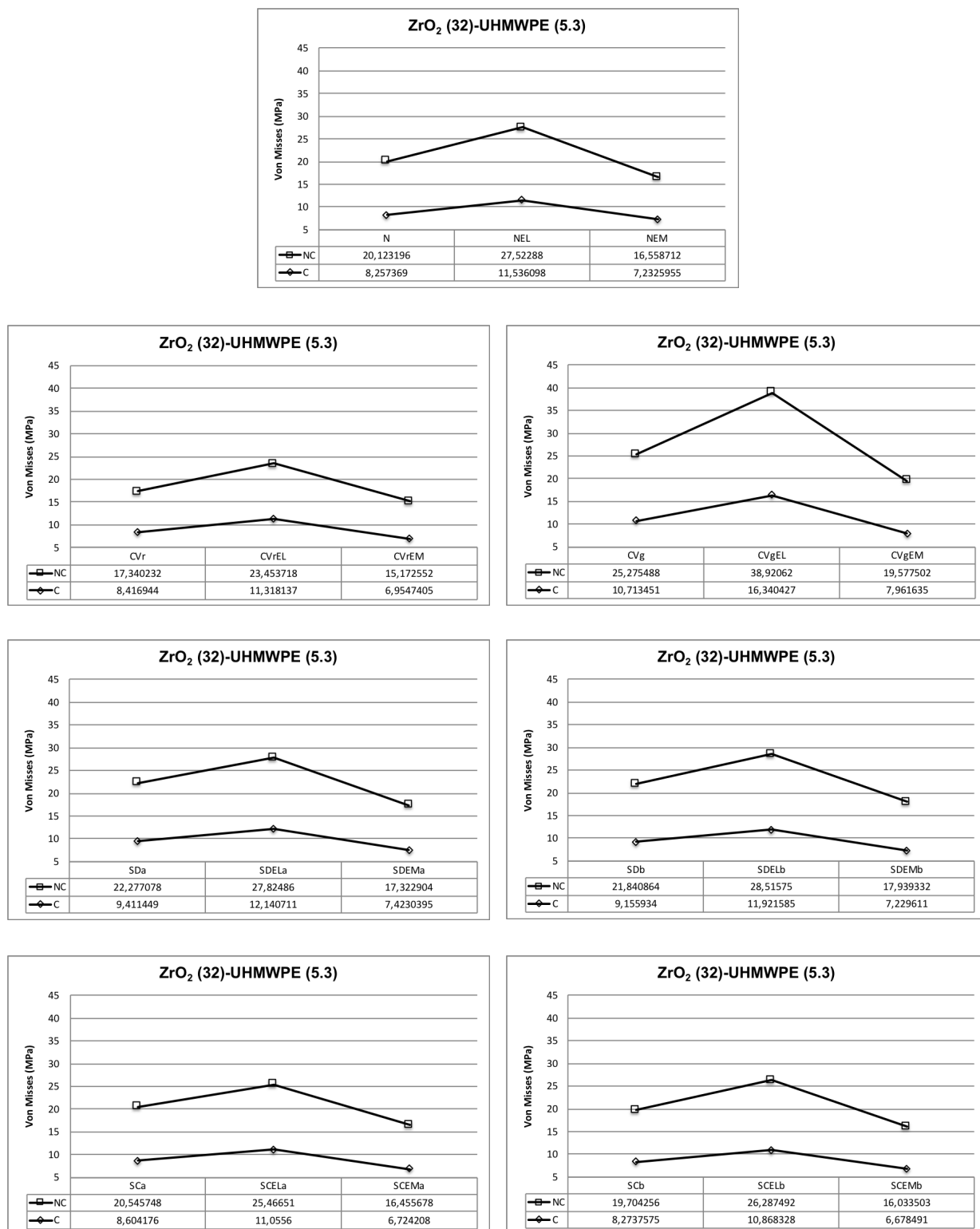


Fig. n° 126: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMWPE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

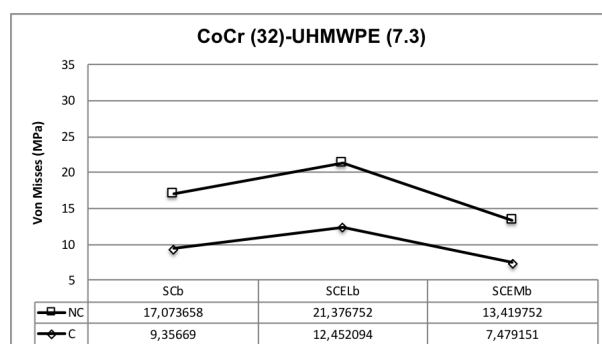
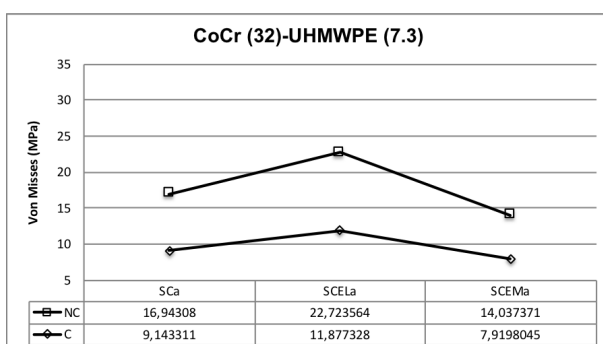
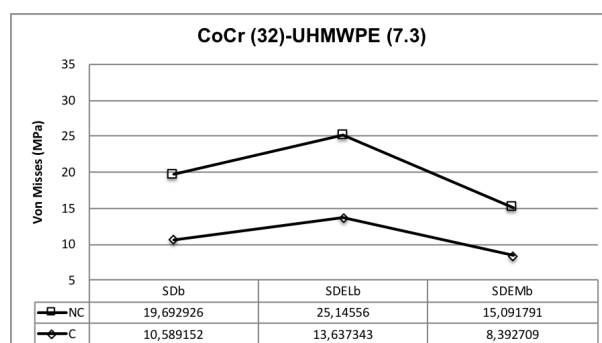
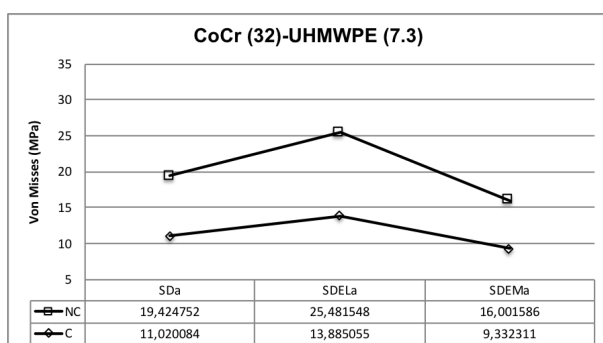
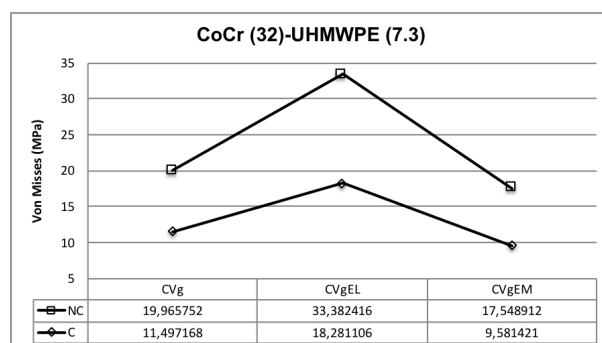
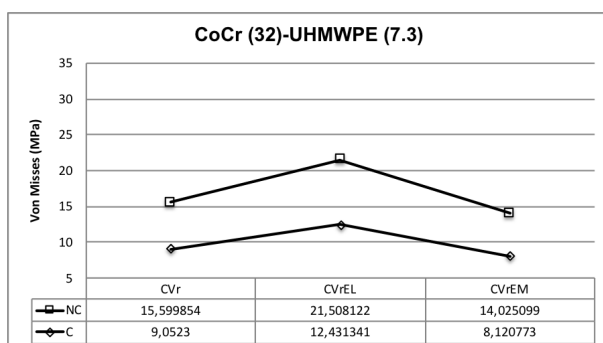
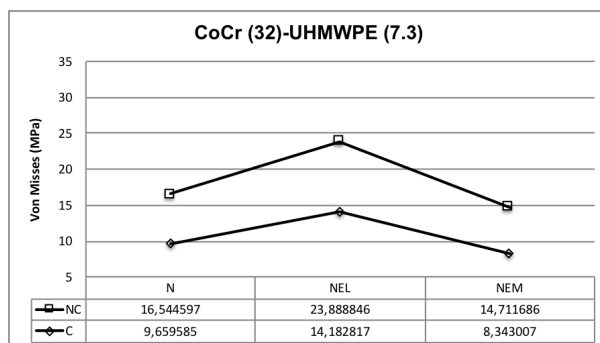


Fig. nº 127: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

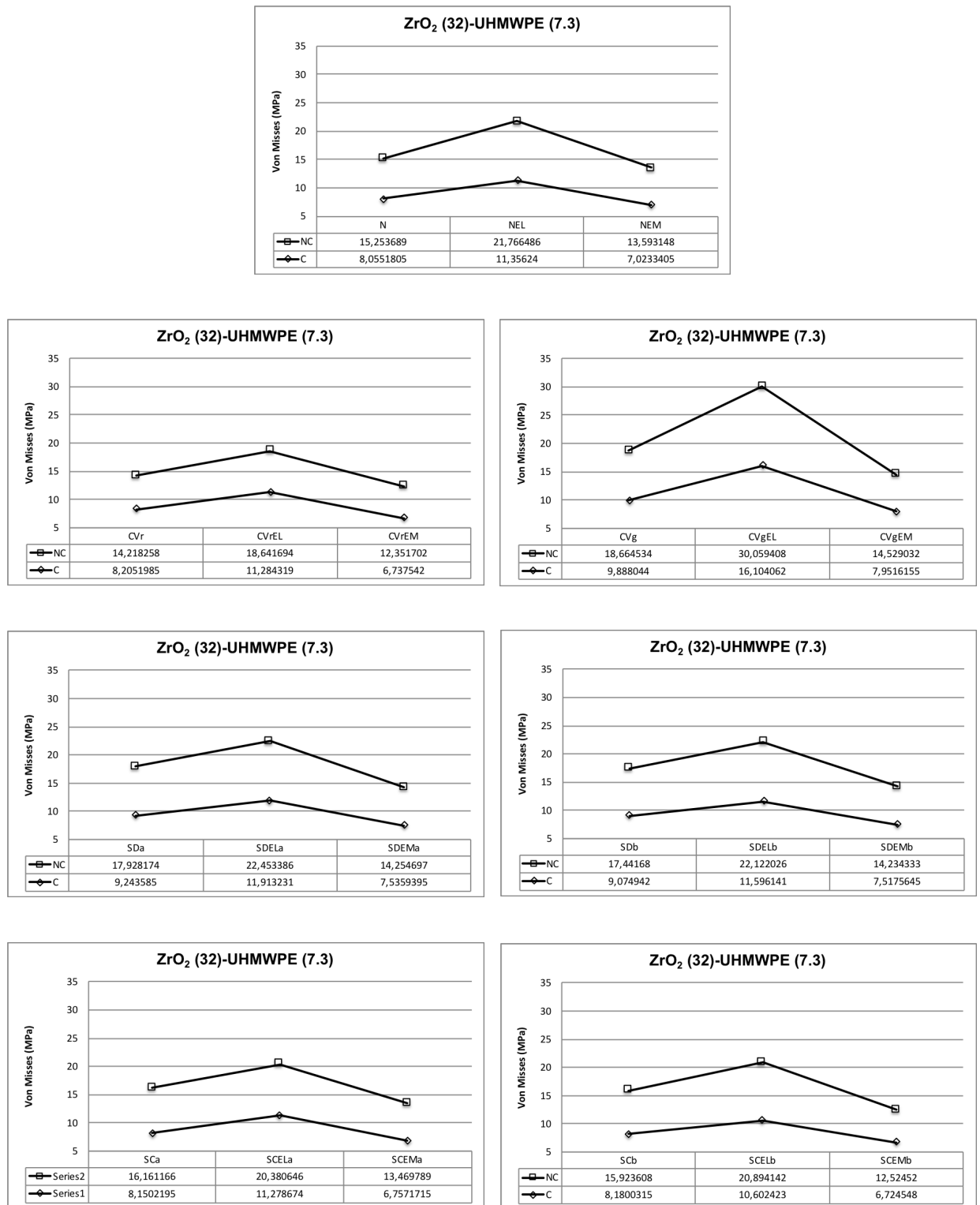


Fig. nº 128: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

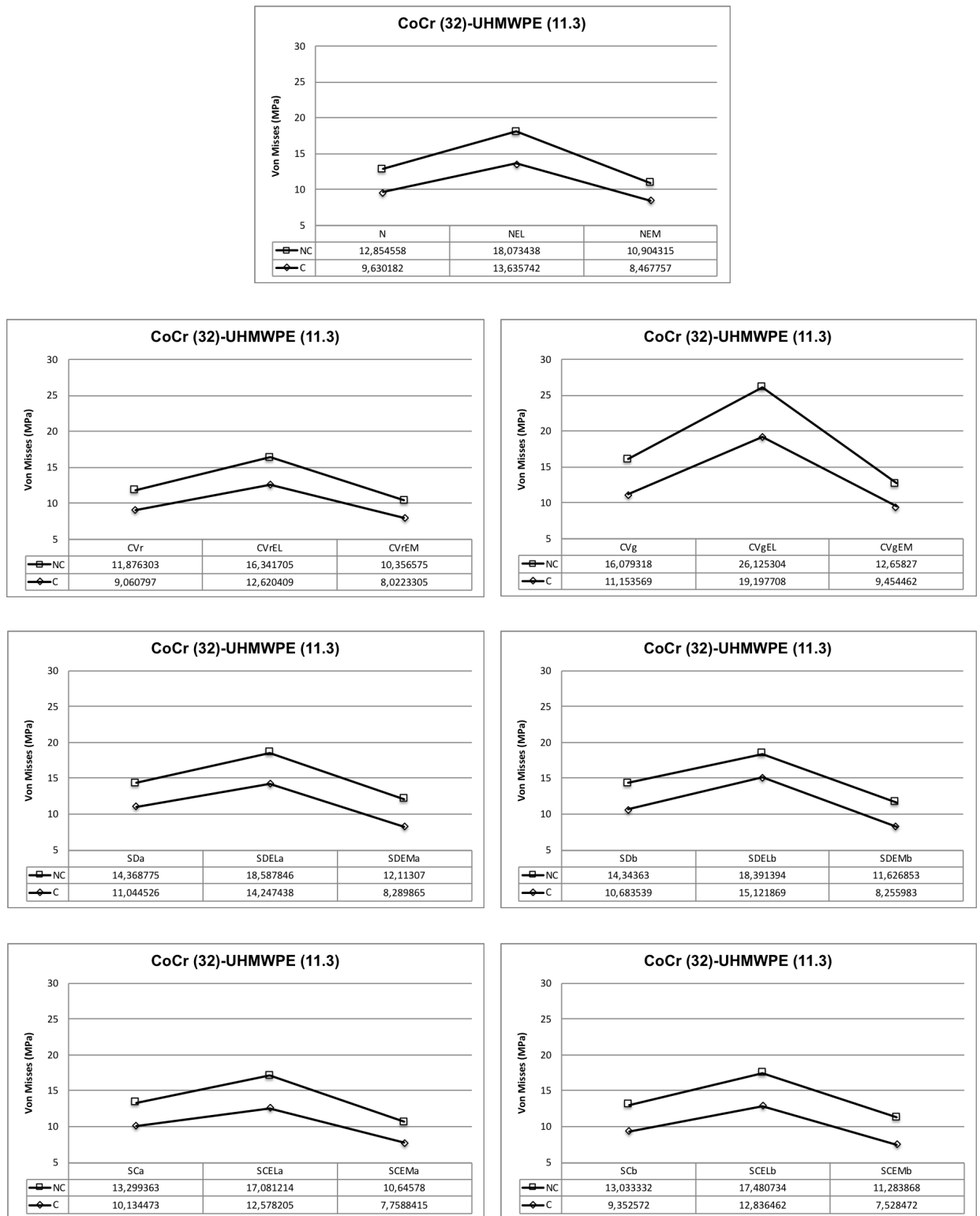


Fig. nº 129: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (32) / UHMPWE (11,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

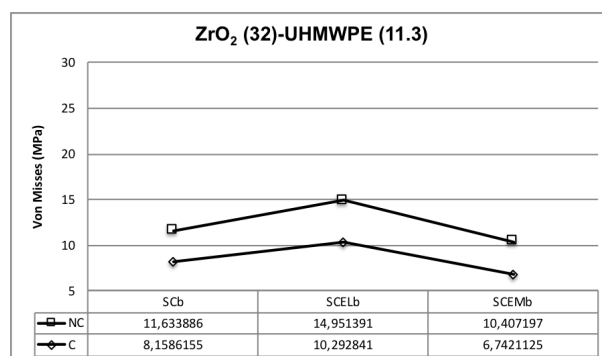
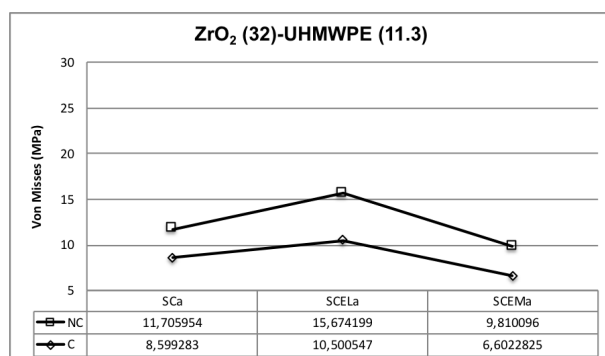
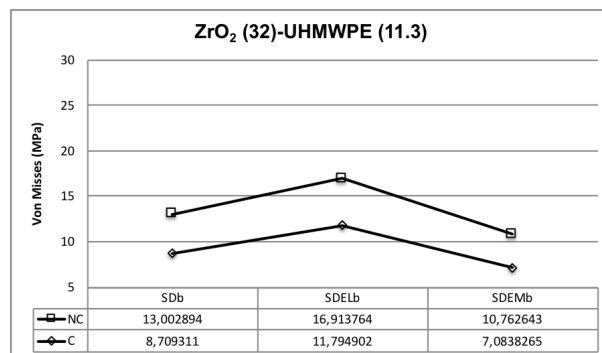
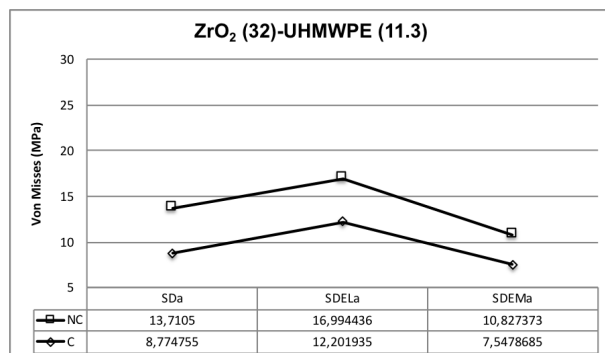
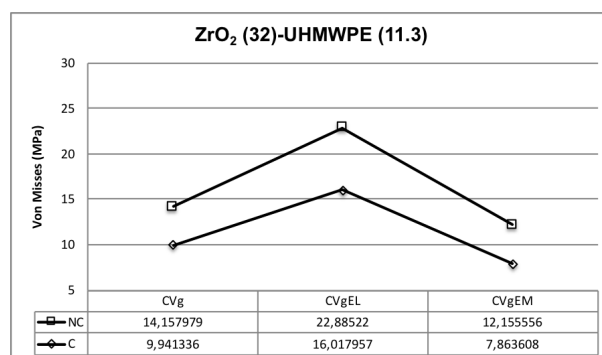
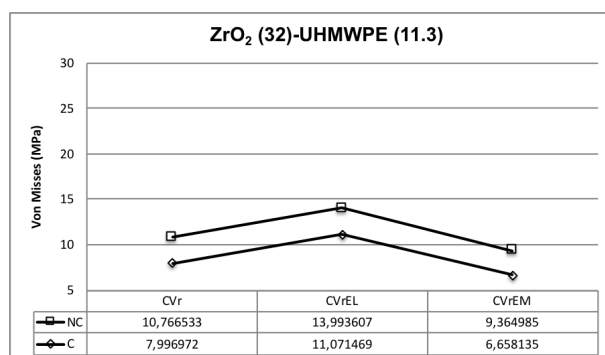
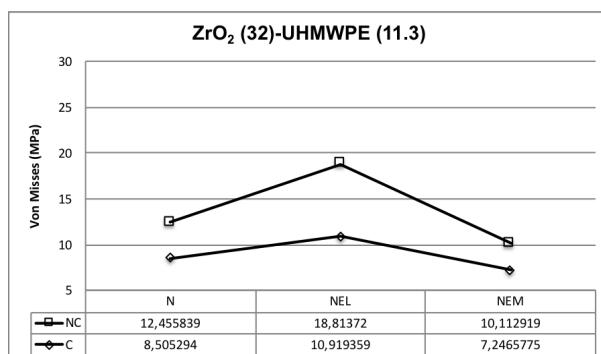


Fig. n° 130: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (32) / UHMWPE (11,3 mm)

Gráficas comparativas para diámetro 36 mm

En estas gráficas de resultados se muestran, en una sola figura, los valores de tensión de Von Mises de morfología cérvico-diafisiaria y deformidades de raquis para diámetro 36 mm de cabeza femoral protésica. Están contemplados los dos tipos de materiales (CoCr y ZrO₂) los tres tipos de espesor (5,3 mm; 7,3 mm; 11,3 mm).

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

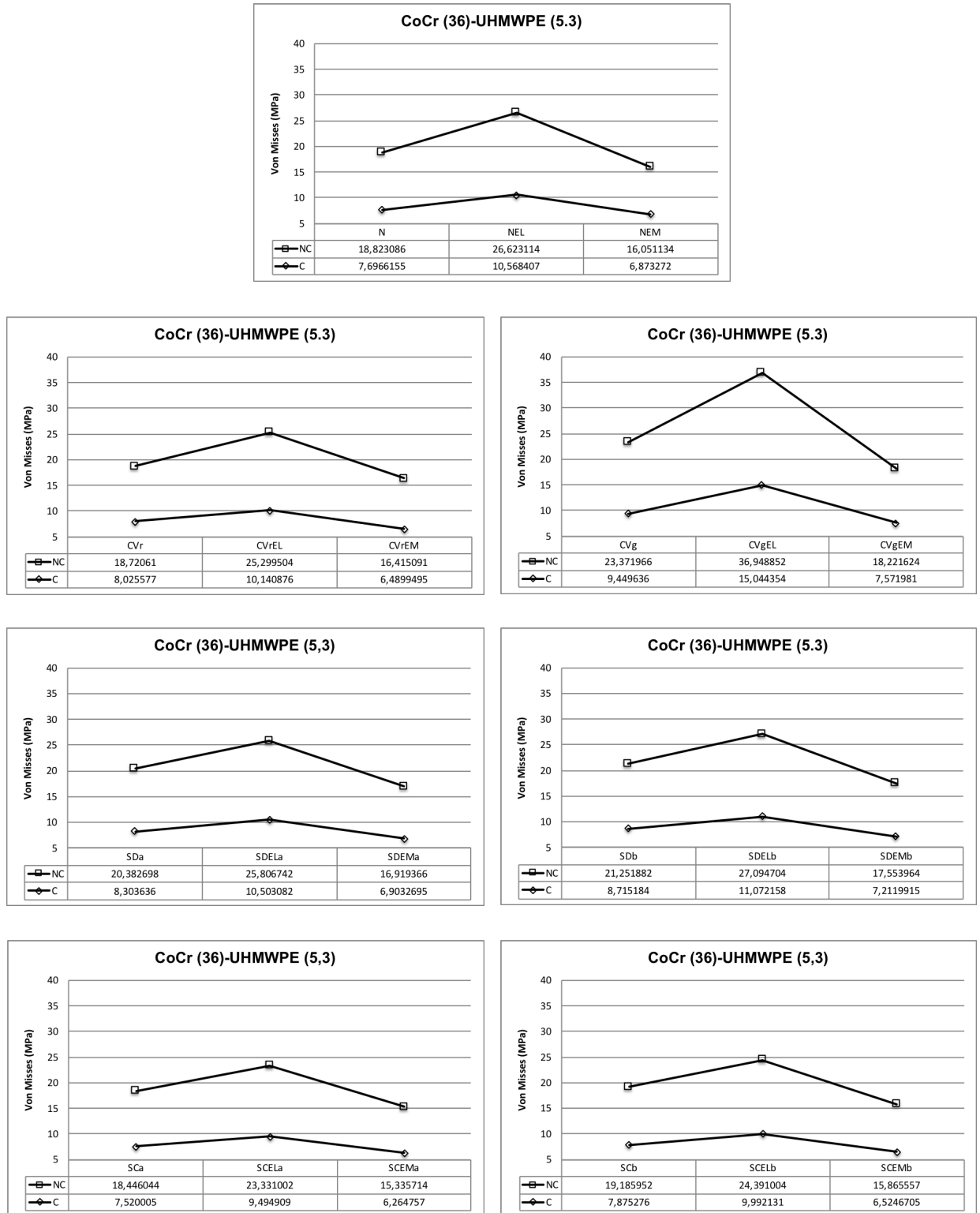


Fig. nº 131: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMWPE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

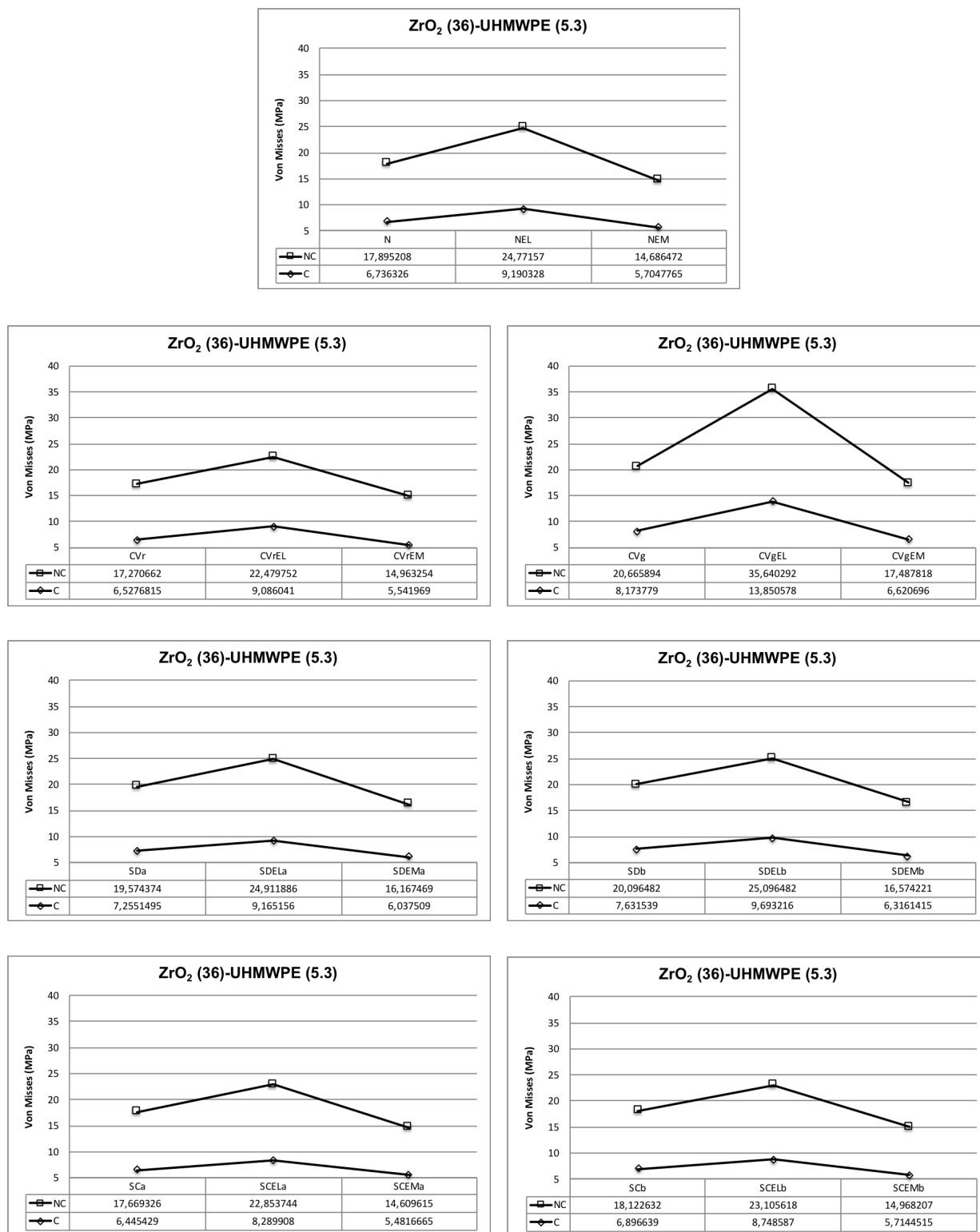


Fig. nº 132: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (5,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

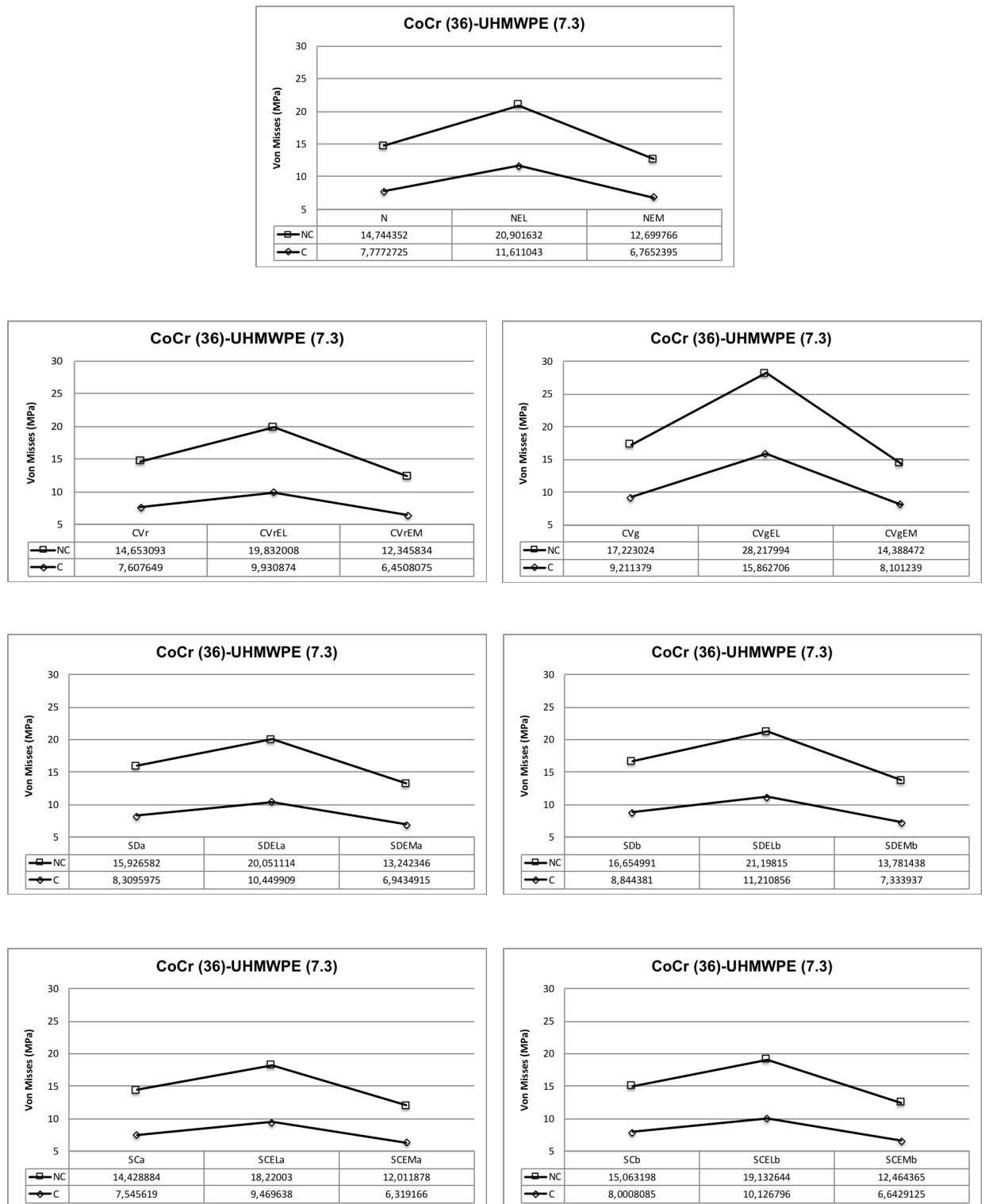


Fig. nº 133: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

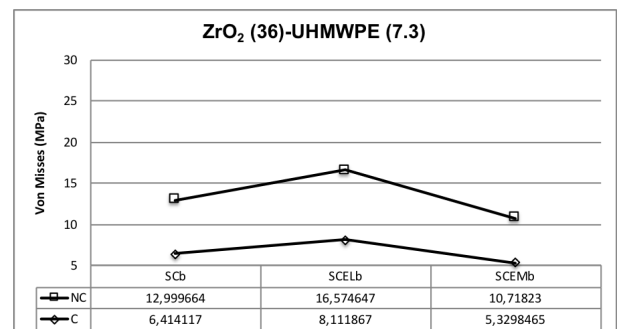
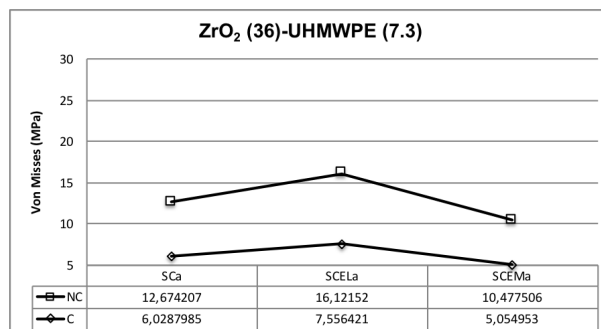
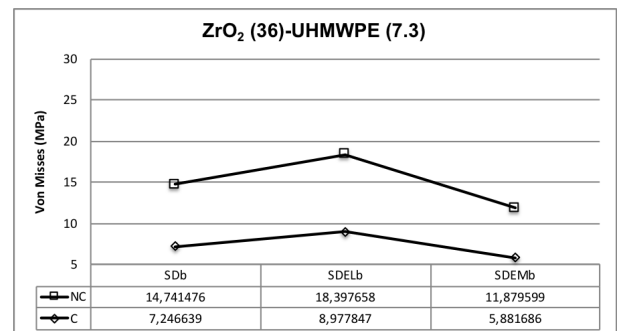
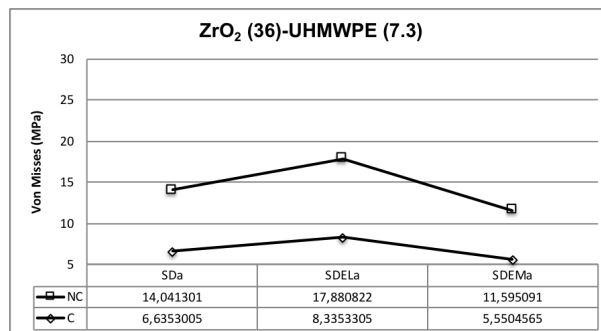
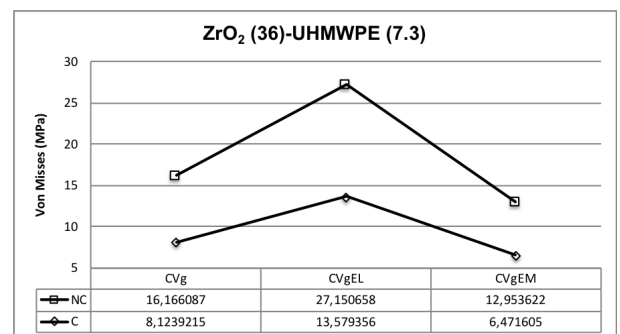
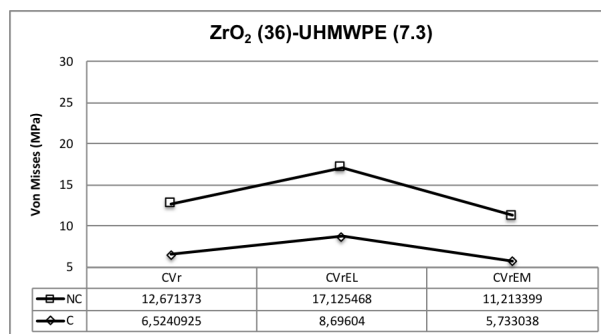
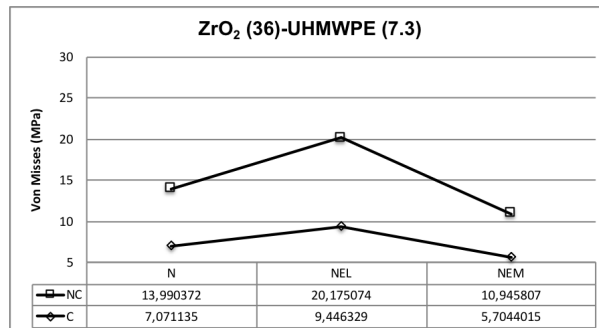


Fig. nº 134: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (7,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

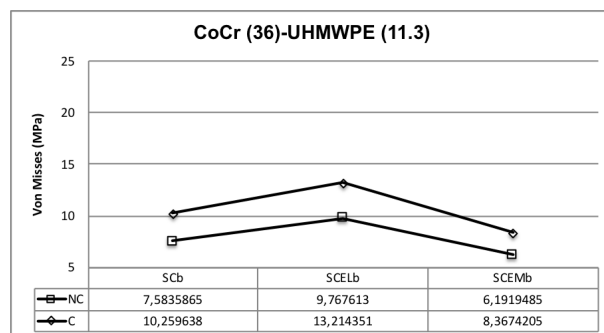
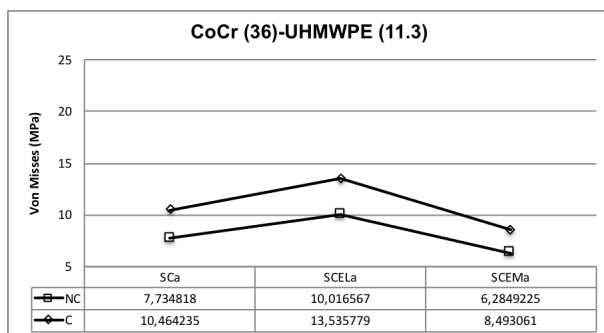
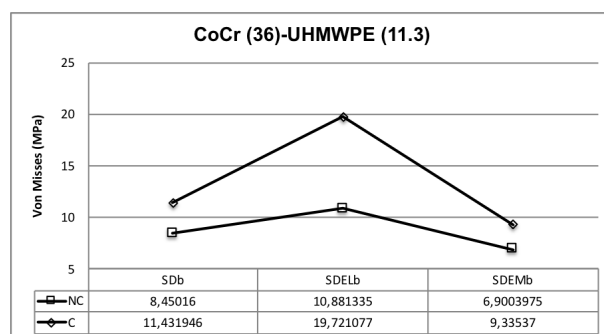
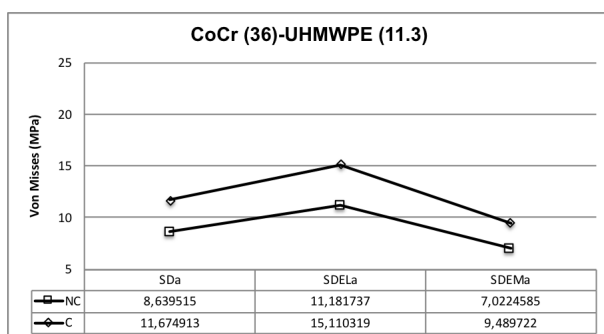
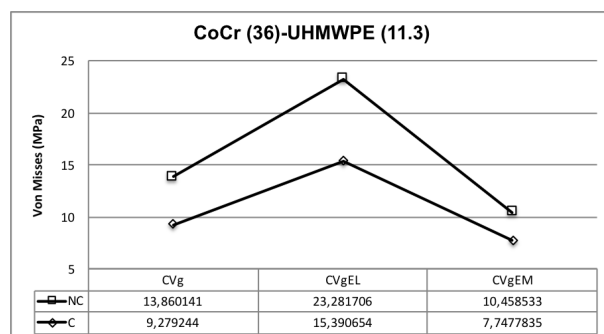
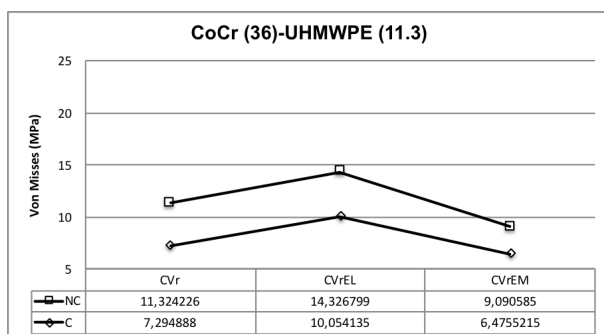
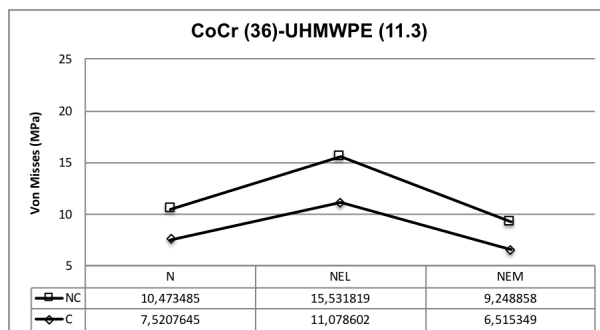


Fig. nº 135: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) CoCr (36) / UHMPWE (11,3 mm)

ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA IMPLICACIÓN DE LA RECONSTRUCCIÓN DE LA ARTICULACIÓN ARTIFICIAL COXOFEMORAL TENIENDO EN CUENTA LA MORFOLOGÍA CÉRVICO-DIAFISARIA, LAS DEFORMIDADES DEL RAQUIS Y LA POSICIÓN DEL CENTRO DE ROTACIÓN DE LA ARTICULACIÓN, EN FIJACIÓN CEMENTADA Y NO CEMENTADA.

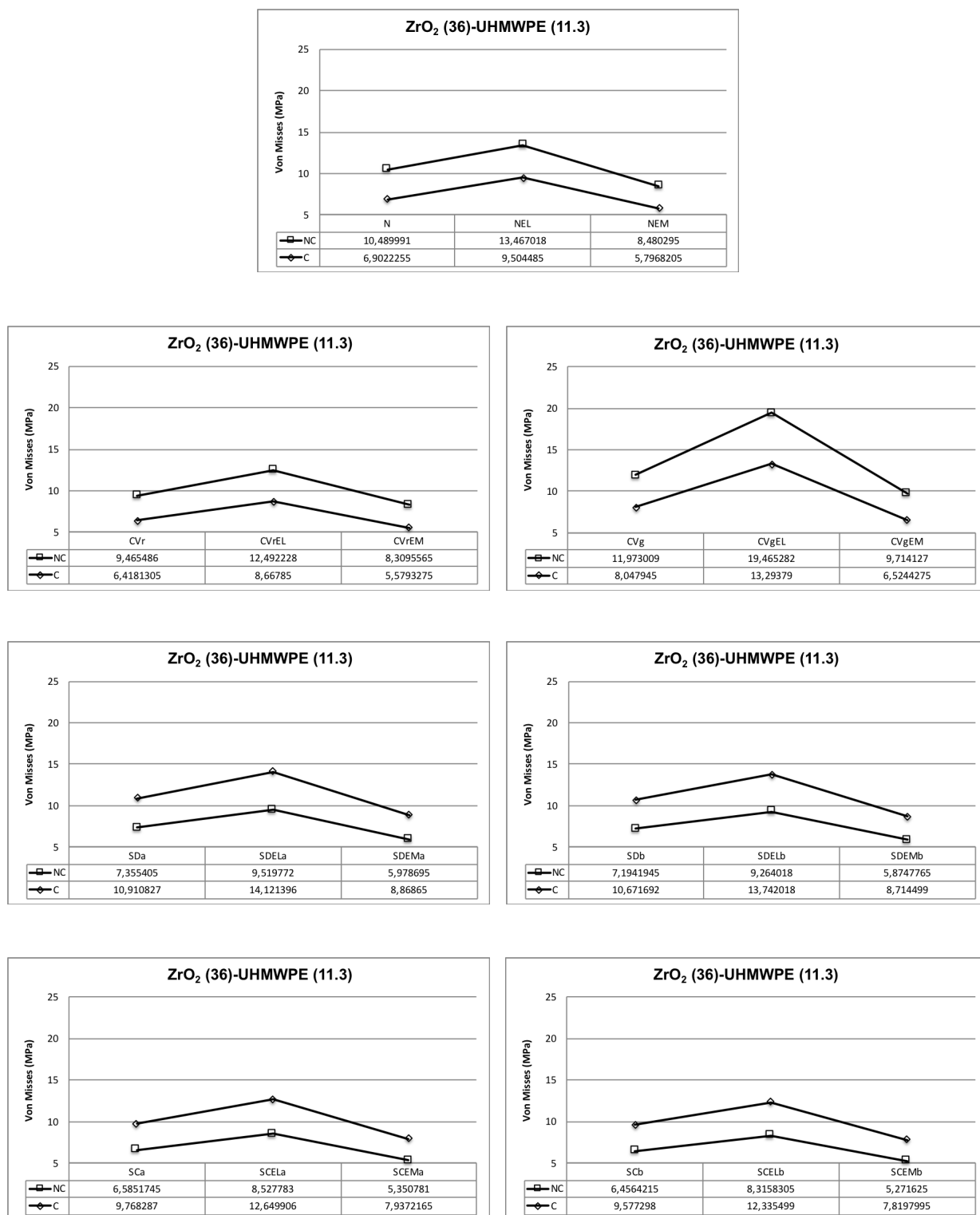


Fig. nº 136: Von Mises sin fricción. Cementada (C) vs. No Cementada (NC) ZrO₂ (36) / UHMWPE (11,3 mm)